



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1903145 B

(45) 授权公告日 2013.09.18

(21) 申请号 200610101639.4

US 2003/0225458 A1, 2003.12.04, 全文.

(22) 申请日 2006.06.30

WO 2004/037119 A2, 2004.05.06, 说明书第
40-43 段, 附图 2A, 4A.

(30) 优先权数据

11/170816 2005.06.30 US

审查员 郑其蔚

(73) 专利权人 德普伊产品公司

地址 美国印第安纳州

(72) 发明人 L·J·阿拉姆 D·D·奥格尔

A·I·海登 J·S·李

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 原绍辉 廖凌玲

(51) Int. Cl.

A61F 2/38(2006.01)

A61B 17/56(2006.01)

(56) 对比文件

US 5171282 A, 1992.12.15, 全文.

US 2003/0158606 A1, 2003.08.21, 说明书第
42-50 段, 附图 5-9.

EP 1493408 A1, 说明书第 26 段, 第 40-53 段,
附图 1, 2, 15-17.

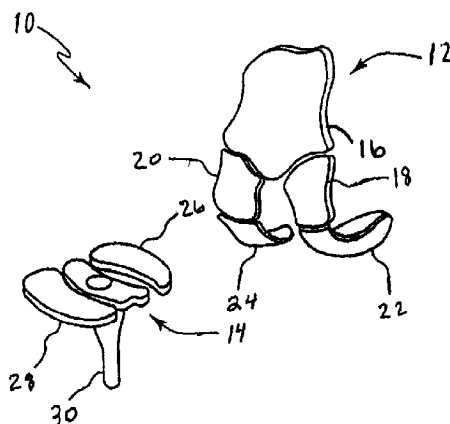
权利要求书1页 说明书25页 附图30页

(54) 发明名称

用于在膝关节内隔室置换的系统和方法

(57) 摘要

一种假体系统包括具有外部表面、内部表面、第一侧面和第二侧面的第一构件, 该第一构件构造为置换骨的表面的第一部分。第二构件构造为置换骨的表面的第二部分, 以及间隔件构造为位于邻近第一构件的第一侧面, 且当第一构件和第二构件分别置换骨的表面的第一部分和第二部分时位于第一构件和第二构件之间。



1. 一种假体系统,其包括:

具有外部表面、内部表面、第一侧面和第二侧面的第一构件,该第一构件构造为置换骨的表面的第一部分;

构造为置换骨的表面的第二部分的第二构件;以及

间隔件,其构造为位于邻近第一构件的第一侧面,且当第一构件和第二构件分别置换骨的表面的第一部分和第二部分时位于第一构件和第二构件之间,

其中,所述第一构件是髌股构件,所述第二构件是髌构件,所述间隔件具有构造为在髌股构件的第一侧面旁放置的第一侧面和构造为在髌构件的侧面旁放置的第二侧面。

2. 如权利要求 1 所述的假体系统,其中,间隔件构造为置换骨的表面的一部分。

3. 如权利要求 2 所述的假体系统,其中,间隔件包括:

构造为邻近第一构件的内部表面放置的片状物。

4. 如权利要求 1 所述的假体系统,其中,间隔件依附到第一构件。

5. 如权利要求 4 所述的假体系统,其中,间隔件包括远离第一构件的侧面延伸的突出物。

6. 如权利要求 5 所述的假体系统,其中,间隔件的外部表面包括比最接近间隔件的第二构件的部分的外部表面弹性大的材料。

7. 如权利要求 1 所述的假体系统,其中,间隔件包括生物材料。

8. 如权利要求 1 所述的假体系统,其中,间隔件是垫片。

9. 如权利要求 8 所述的假体系统,其中,垫片构造为操作中修整,以位于邻近第一构件的第一侧面,且当第一构件和第二构件分别置换骨的表面的第一部分和第二部分时位于第一构件和第二构件之间。

用于在膝关节内隔室置换的系统和方法

[0001] 本申请是 2005 年 1 月 12 日提出的编号为 11/033,614 的美国申请的部分继续,其又要求 2004 年 1 月 12 日提出的编号为 60/535,967 的美国临时申请的优先权。

技术领域

[0002] 本发明大体上涉及人体关节的假体,并且更特别地涉及膝关节的假体。

背景技术

[0003] 全膝关节置换(TKR)手术和用于在全置换手术中对膝关节的隔室(compartment)进行置换的构件系统是众所周知的。典型地,手术牵涉了对股骨远端的切除,如此使股骨构件可以安装到股骨。股骨构件置换了股骨的外侧髁、内侧髁和髌股部分,因为膝关节的这些区域中的一个或多个发生了病变,并且对于患者是不再经久耐用的或不再能够提供足够的运动范围。

[0004] 在 TKR 手术中,胫骨的近端也被切除下来,从而使胫骨构件可以安装到胫骨,以接收股骨构件的外侧髁和内侧髁。胫骨构件可以包括摩擦系数低的材料,以模拟由胫骨构件置换的半月板。

[0005] 因而,TKR 系统包括用于在以下三个隔室内使用的构件:内侧胫骨股骨隔室、外侧胫骨股骨隔室和髌骨股骨隔室,对于这三个隔室,股骨、胫骨和髌骨的相对区域做好了安装的准备。

[0006] 编号为 3,816,855 的美国专利披露了一个这样的系统。’855 专利披露了形式为带有两个髁部分的壳体的单一股骨构件。壳体的外部表面形成符合膝关节的相应部分的自然形状。壳体的内部表面映射了这个形状,所呈现的表面在内侧外侧方向上发生弯曲,也在前面后面方向上发生弯曲。尽管具有许多好处,但’855 专利的设备受到若干限制的困扰。

[0007] 使手术对象做好进行 TKR 手术的准备,这通常导致很严重的创伤。为了插入 TKR 系统的所有构件,需要很大的切口,而安装构件所需要的骨切除可能需要很长的恢复时间。因而,单个块置换构件例如’855 专利的设备需要很大的切口。

[0008] 通过努力减小创伤因此减少与这样的手术相关联的恢复时间,所开发出来的 TKR 系统提供了分成若干部分的 TKR 构件,这些 TKR 构件配合起来以形成更大的 TKR 构件。

[0009] 编号为 US 2003/0158606 的美国专利申请披露了由 TKR 构件组成的这样的系统。如那项申请所示,股骨构件可以包括两个或三个块。这些块中的每个都比当它们在膝关节内组装起来的时候它们所形成的股骨构件小。因此,插入这些块所需要的切口比用于在单个构件内具有所有这些块的股骨构件的切口小。同样地,胫骨构件包括两个部分,这两个部分中的每个都比当它们在膝关节内组装起来的时候它们所形成的胫骨构件小。

[0010] 编号为 US 2002/0138150A1 的美国专利申请披露了可选择的在植入期间允许将中心部分和髁部分分别推到股骨上的两块股骨构件。然后,不同部分根据常规手段结合起来。’150 申请的设备还描述了用于在进行极端屈曲期间有助于髌骨追随的引导件。

[0011] 然而,’606 申请和’150 申请都使用了将置换构件依附到股骨的传统方法。这样

的方法当置换构件受到不同的应力和冲击的作用的时候会遇到问题。一个这样的问题是构件最终松动。当一个构件松动时,邻近构件可能一起擦磨,产生摩擦碎屑以及构件的过早故障。

[0012] 植入系统的又一限制是,出于商业上的考虑,许多置换构件是大量生产的。尽管有利地降低了植入件的成本,但这些系统通常提供有限数量的离散尺寸,其很可能不是患者所需要的精确尺寸。例如,患者的股骨可能具有 75mm 的直径。然而,可用于这名患者的植入件可能为 70mm 和 80mm。因而,外科医生只能用过大的或过小的构件置换本来的股骨。

[0013] 所需要的是用于进行 TKR 手术的系统和方法,从而隔室的块可以独立地插入通过切口。

[0014] 所需要的是植入股骨构件的更精密地反映了本来的股骨的尺寸的系统和方法。

[0015] 所需要的是植入股骨构件的允许对所结合的构件的尺寸进行个别化的系统和方法。

[0016] 所需要的是植入股骨构件的系统和方法,其减小了从构件产生磨损材料。

发明内容

[0017] 通过根据本发明的原理操作的系统和方法,上述需要得以满足。在一个实施例中,系统包括假体系统,其包括具有外部表面、内部表面、第一侧面和第二侧面的第一构件,第一构件构造为置换骨的表面的第一部分。第二构件构造为置换骨的表面的第二部分,间隔件构造为位于邻近第一构件的第一侧面,且当第一构件和第二构件分别置换骨的表面的第一部分和第二部分时位于第一构件和第二构件之间。

[0018] 在再一个实施例中,假体系统包括构造为置换骨的髌股表面的一部分的髌股构件,以及构造为置换邻近髌股构件的第一侧面的骨的表面部分的第一垫片。

[0019] 在又一个实施例中,股骨假体系统包括髌股关节构件,其具有边缘且构造为置换髌股关节支承表面的一部分。该系统还包括具有第一边缘部分和第二边缘部分的间隔件,第一边缘部分构造为位于邻近髌股关节构件的边缘,以及髌构件,其构造为位于邻近第二边缘部分间隔件且置换髌支承表面的一部分。

[0020] 对于本领域的那些普通技术人员,通过参考接下来的详细描述和附图,上述特征和优点及其它特征和优点是更显而易见的。

附图说明

[0021] 图 1 描绘了可以包括在根据本发明的原理制造出来的系统内的髌骨股骨构件和胫骨股骨构件;

[0022] 图 2 和 3 描绘了在本发明的系统内的带有滑车 (trochlear) 延伸部的内侧胫骨股骨构件、外侧胫骨股骨构件和髌骨股骨关节 (PFJ) 构件的示范性构形;

[0023] 图 4 描绘了在本发明的系统内的带有节点的 PFJ 构件的示范性构形;

[0024] 图 5、6 和 7 描绘了在本发明的系统内的内侧胫骨股骨构件、外侧胫骨股骨构件和 PFJ 构件的示范性构形;

[0025] 图 8、9 和 10 描绘了在本发明的系统内的在前面到后面方向上的 PFJ/髌构件的内部的多种构形;

[0026] 图 11A、11B、11C、11D 和 11E 描绘了在本发明的系统内的在内侧到外侧方向上的 PFJ/ 髌构件的内部的多种构形；

[0027] 图 12 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有外侧滑车延伸部的 PFJ 构件；

[0028] 图 13 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有内侧滑车延伸部的 PFJ 构件；

[0029] 图 14 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有内侧滑车延伸部和外侧滑车延伸部的 PFJ 构件；

[0030] 图 15A、16 和 17 描绘了用于根据本发明的特征与宽度发生变化的股骨一起使用的带有外侧滑车延伸部和内侧滑车延伸部的 PFJ 构件；

[0031] 图 15B 和 15C 描绘了图 15A 的分别带有一个和两个垫片的 PFJ 构件，以允许在比图 15A 的 PFJ 构件宽的髌股区域内使用图 15A 的 PFJ 构件；

[0032] 图 15D 描绘了带有用于依附到骨和 / 或用于在邻近构件下面进行依附的片状物的垫片，其可以根据需要进行修整以与图 15A 的 PFJ 构件一起使用；

[0033] 图 15E 描绘了可以进行折叠或修整以为垫片提供想要的尺度的垫片的片；

[0034] 图 15F 描绘了折叠起来以提供额外宽度的图 15E 的垫片的片；

[0035] 图 15G 描绘了带有用于依附到骨和 / 或用于在邻近构件下面进行依附的片状物和口袋的垫片，其可以根据需要进行填充和修整以与带有可以用于将口袋密封起来的延伸部的图 15A 的 PFJ 构件一起使用；

[0036] 图 18 描绘了在髌骨股骨构件的前面到后面方向上的可以在本发明的系统内使用的具有小面的内部；

[0037] 图 19 描绘了在髌骨股骨构件的前面到后面方向上的可以在本发明的系统内使用的组合起来的平坦的和弯曲的内部；

[0038] 图 20 描绘了在髌骨股骨构件的前面到后面方向上的可以在本发明的系统内使用的弯曲的内部；

[0039] 图 21 描绘了在内侧到外侧方向上的可以在图 18、19 和 20 的构件的前面部分内使用的多种截面；

[0040] 图 22、23 和 24 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有在前面到后面方向上的具有小面的内部、组合起来的平坦的和弯曲的内部和弯曲的内部的髌构件的实施例；

[0041] 图 22 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有在前面到后面方向上的具有小面的内部的髌构件的实施例；

[0042] 图 23 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有在前面到后面方向上的弯曲的内部的髌构件的实施例；

[0043] 图 24 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有在前面到后面方向上的组合起来的平坦的和弯曲的内部的髌构件的实施例；

[0044] 图 25 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有在前面到后面方向上的具有小面的内部和后面延伸部的髌构件的实施例；

[0045] 图 26A、26B、26C、26D 和 26E 描绘了可以在图 22、23、24 和 25 的髌构件内使用的在内侧到外侧方向上的多种截面；

[0046] 图 27、28 和 29 描绘了可以在本发明的系统内使用的成形为适应构件的多种内部前后几何形状的增加件的实施例；

[0047] 图 30A、30B、30C、30D 和 30E 描绘了可以在图 27、28 和 29 的增加件内使用的在内侧到外侧方向上的多种截面；

[0048] 图 31A 描绘了可以在本发明的系统内使用的胫骨股骨构件和 PFJ 构件的剖开前面构形；

[0049] 图 31B 描绘了被植入从而在没有构件连结的情况下使彼此邻接起来的图 31A 的令人满意 (complimentary) 的胫骨股骨构件和 PFJ 构件；

[0050] 图 32A 描绘了围绕骨潮 (bone tide) 的图 31A 的构件的部分截面；

[0051] 图 32B 描绘了图 31B 的构件的部分截面；

[0052] 图 33 描绘了可以在本发明的系统内使用的围绕骨潮具有不同厚度的构件的可选择的部分截面；

[0053] 图 34 描绘了可以在本发明的系统内使用的植入件的可选择的边缘构形；

[0054] 图 35A 描绘了可以在本发明的系统内使用的在位于构件和骨潮之间的界面的带珠的间隔件结构；

[0055] 图 35B 描绘了可以在本发明的系统内使用的在位于两个构件之间的界面的带珠的间隔件结构,在其中,间隔件珠令人满意地依附到这两个构件；

[0056] 图 35C 描绘了可以在本发明的系统内使用的可选择的带有片状物的可构造为特定应用的间隔件结构；

[0057] 图 35D 描绘了可以在本发明的系统内使用以允许以多种患者构形使用构件的在位于两个构件之间的界面的垫片间隔件结构的患者构形；

[0058] 图 35E 描绘了构造为不同于图 35D 的构形的患者几何形状的图 35D 的垫片间隔件结构和构件；

[0059] 图 36 描绘了可以在本发明的系统内在位于构件之间的界面使用的键结构；

[0060] 图 37 描绘了可以在本发明的系统内在位于构件之间的界面使用的可选择的键结构；

[0061] 图 38 描绘了可以在本发明的系统内在位于构件之间的界面使用的可选择的键结构；

[0062] 图 39 描绘了可以在本发明的系统内在位于构件之间的界面使用的铰链；

[0063] 图 40 描绘了可以在本发明的系统内使用的在股骨的前面用螺钉连结在一起的两个膝关节构件的一个实施例；

[0064] 图 41 描绘了可以在本发明的系统内使用的通过螺钉连接在一起的构件,在构件之间具有间隔、骨或间隔件材料；

[0065] 图 42 描绘了可以在本发明的系统内使用的在没有螺钉的情况下连接在一起的构件和间隔件材料,在构件之间具有间隔件材料；

[0066] 图 43 描绘了可以在本发明的系统内使用的用具有螺纹的螺钉连结起来的构件,在其中,螺钉中的一个或多个具有不同的螺距；

[0067] 图 44 描绘了可以在本发明的系统内使用的使用带有螺钉的接附柱以将构件连结起来的构件连结排列；

[0068] 图 45 是可以在本发明的系统内使用的带有可选择的用于构件连结的接附柱排列的构件的前透视图；

- [0069] 图 46 是图 45 的构件的侧透视图；
- [0070] 图 47 描绘了可以用于本发明的系统中的带有用于调整构件的两个区域的相对位置的螺钉机构的单个块构件；
- [0071] 图 48A 描绘了可以在本发明的系统内使用的与弹性连接件一起使用的连接件接收件以将构件连结起来的构件连结排列；
- [0072] 图 48B 描绘了可以在本发明的系统内使用的与整合地与一个构件形成在一起的弹性连接件一起使用的连接件接收件以将构件连结起来的构件连结排列；
- [0073] 图 49A 描绘了图 48A 的弹性连接件的截面；
- [0074] 图 49B 描绘了可以在本发明的系统内使用的可选择带有整合形成的间隔件的连接件；
- [0075] 图 49C 描绘了可以与图 49A 的弹性连接件一起使用的临时性的或永久性的间隔件；
- [0076] 图 50A 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有用于有助于移动髌骨的凹口的在位于所植入的构件之间的间隙之上的髌骨构件；
- [0077] 图 50B 描绘了可以在本发明的系统内使用的具有阶梯的胫骨构件；
- [0078] 图 50C 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有凸起的半月板和凹陷的半月板的胫骨构件；
- [0079] 图 51 描绘了可以在本发明的系统内使用的全膝关节置换的带有具有阶梯的髌区域的股骨构件和胫骨构件；
- [0080] 图 52 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有额外的髌构件的具有阶梯的单一 PFJ/髌构件；
- [0081] 图 53 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有非分叉髌区域的股骨构件；
- [0082] 图 54 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有分叉髌区域的股骨构件；
- [0083] 图 55 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有不对称的髌区域的胫骨构件和股骨构件；
- [0084] 图 56 和 57 描绘了在图 55 的股骨构件的前面到后面方向上的不对称的髌区域的截面；
- [0085] 图 58 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有不对称的髌区域的股骨构件的可选择的实施例；
- [0086] 图 59 和 60 描绘了在图 58 的股骨构件的内侧到外侧方向上的不对称的髌区域的截面；
- [0087] 图 61 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有不同的从构件的前面部分到后面部分的曲率半径的股骨构件的矢状图；
- [0088] 图 62 和 63 描绘了在图 34 所示的股骨构件的内侧到外侧方向上的截面；
- [0089] 图 64 描绘了在相对于髌骨负载线和胫骨负载线的最佳位置植入在股骨内的构件；
- [0090] 图 65 描绘了等同于图 64 的在相对于髌骨负载线和胫骨负载线的最佳位置植入在股骨内的构件的构件；
- [0091] 图 66 描绘了在图 64 的构件和图 65 的构件之间的不同取向其对于可以在本发明

的系统内使用的构件是可能的；

[0092] 图 67 描绘了可以在本发明的系统内使用的膝关节置换的股骨构件；

[0093] 图 68、69 和 70 描绘了在前面到后面方向上的图 67 的构件的内部的各种可能构形；

[0094] 图 71A、71B、71C、71D 和 71E 描绘了可以在图 67 的构件内使用的在内侧到外侧方向上的多种截面；

[0095] 图 72 图示了在通过本发明的系统可以对置换构件进行放置时的六个自由度；

[0096] 图 73 描绘了在适当位置放置的用于根据本发明切除股骨的后面部分的切割引导块；

[0097] 图 74 描绘了根据本发明选择出来以在植入件内使用的构件；

[0098] 图 75 描绘了在适当位置放置的用于根据本发明切除图 73 的股骨的前面部分的切割引导块；

[0099] 图 76 描绘了图 73 和 75 的带有切除过的前面部分、后面部分和远端部分的股骨；

[0100] 图 77 描绘了根据本发明植入了图 74 的构件的图 76 的股骨；

[0101] 图 78 描绘了可以在本发明的系统内使用的带有一些彼此平行的内部表面的构件；

[0102] 图 79A-D 描绘了根据本发明用于植入髌股构件的过程；

[0103] 图 79E-H 描绘了用于植入髌构件使之邻近在图 79A-D 的过程期间植入的髌股构件的过程；

[0104] 图 80A-G 描绘了根据本发明用于植入在体外连接起来的假体系统的过程；

[0105] 图 81 描绘了带有缺陷区域的股骨；

[0106] 图 82A 描绘了可以根据本发明用于切除图 81 的缺陷区域的切割引导件；

[0107] 图 82B 描绘了图 82A 的引导件的顶透视图；

[0108] 图 82C 描绘了可以根据本发明在使用图 82A 的引导件将图 81 的缺陷区域切除下来之后植入到图 81 的股骨内的构件的顶透视图；

[0109] 图 83 描绘了插入到图 81 的股骨内的图 82A 的引导件；

[0110] 图 84 描绘了可以根据本发明与图 82A 的引导件一起用于切除图 81 的股骨的部分的工具；

[0111] 图 85 描绘了使用图 82A 的引导件的路径，图 84 的工具可以根据本发明沿着这条路径移动，以限定图 81 的股骨的所要切除的区域；

[0112] 图 86 描绘了可选择可以根据本发明用于限定图 81 的股骨的所要切除的区域的工具和引导件；

[0113] 图 87 描绘了可以根据本发明用于限定骨的所要切除的区域的冲压引导件；

[0114] 图 88 描绘了为了明了而移开内部切割边缘的图 87 的冲压引导件；

[0115] 图 89 描绘了可选择的可以根据本发明用于限定骨的所要切除的区域的定位在引导销上的冲压引导件；

[0116] 图 90 描绘了安装在所植入的可以根据本发明用于定位销引导件的构件上的销引导件；

[0117] 图 91 描绘了带有引导栓的可以根据本发明用于切除骨的锯；

[0118] 图 92 描绘了可以根据本发明用于引导图 91 的锯以笔直地切除到想要的深度的引导件；

[0119] 图 93 描绘了可选择的可以根据本发明与带有在锯壳的相对侧的引导栓的锯一起用于弯曲地切除到想要的深度的引导件；

[0120] 图 94 描绘了图 93 的引导件的顶透视图；

[0121] 图 95 描绘了可以根据本发明用于切除骨的线锯；

[0122] 图 96 描绘了安装在安装到股骨的引导件内的图 95 的锯,在其中,引导件能够根据本发明对股骨进行弯曲切除；

[0123] 图 97 描绘了图 96 的引导件的顶透视图；

[0124] 图 98 描绘了安装在图 96 的引导件内的图 95 的锯的放大截面图；和

[0125] 图 99 描绘了可选择的安装到股骨的引导件,在其中,引导件能够根据本发明使图 95 的锯对股骨进行小面切除。

具体实施方式

[0126] 各个构件

[0127] 图 1 显示了包括股骨置换件 12、胫骨置换件 14 和髌骨置换件（未显示）的系统 10。股骨置换件 12 包括髌股关节（PFJ）构件 16、上部外侧髌构件 18、上部内侧髌构件 20、外侧股骨前面 / 后面髌构件 22 和内侧股骨前面 / 后面髌构件 24。根据一个实施例（未显示），所提供的上部髌构件和股骨前面 / 后面髌构件作为单个构件。胫骨置换件 14 包括内侧半月板构件 26、外侧半月板构件 28 和胫骨干构件 30。

[0128] 通过将置换件分割成上部和前后内侧、和外侧、PFJ、半月板和胫骨干构件，本发明的系统 10 使外科医生能够只清除股骨或胫骨的发生病变的部分，并且使外科医生能够植入相应的构件，以进行部分的膝关节置换。因为构件比一块构造的整体植入件小，所以用于植入手术的切口是较小的，并且从手术恢复过来的时间相应地减少了。

[0129] 另外，置换件允许进行令人满意的植入。像在这里所使用的那样，所定义的“令人满意的”置换构件是可以独立使用的和 / 或是可以联合使用的构件，从而在稍后需要额外构件的情况下，无需移开先前所植入的构件。此外，因为构件没有成形为需要与邻近的构件一起组装成单一块，所以令人满意的构件无需在植入之后在特别取向上彼此对准。取而代之地，外科医生根据特别骨区域的状况自由确定置换构件的位置。因此，外科医生无需为了实现构件整体装配而兼顾局部几何形状适应。因而，与可用先前隔室置换件得到的结果相比，系统 10 能够更自由地使膝关节置换构件进行移动和取向。

[0130] 因为构件是分割开来的并且是令人满意的，所以外科医生可以只置换骨的发生病变的部分，这个部分可能局限于股骨的单个区域。稍后，如果骨进一步恶化，那么骨的进一步恶化的部分可以在无需移开初始植入的构件的情况下被置换下来。

[0131] 例如，外科医生可以在第一手术过程期间首先只植入 PFJ 构件 16。稍后，也许是几年以后，上部内侧髌区域可能被确定需要进行置换。根据本发明的原理，外科医生只需要植入上部内侧髌构件 20 使之邻近先前植入的 PFJ 构件 16。

[0132] 本领域的那些普通技术人员应该意识到的是，图 1 所示的构件中的任何一个都可以在许多不同的手术过程中以许多不同的次序和组合进行植入。因而，前面 / 后面髌构件

24 可以首先植入,而 PFJ 构件 16 在稍后的过程期间植入,并且上部内侧髌构件 20 在更稍后的过程期间植入。可选择地,图 1 所示的所有构件可以在单个过程期间植入。而且,如果所植入的一个构件出现损坏或磨损,那么单个构件可以在不妨碍所植入的其它构件的情况下被置换下来。

[0133] 部分单一体构件

[0134] 为了适应多种排列,髌股关节构件 16、上部内侧髌构件 20 和 / 或上部外侧髌构件 18 可以构造为部分单一体构件。如图 2 所示,PFJ/ 内侧髌构件 32 包括在单个块内的 PFJ 区域 34 和内侧髌区域 36。PFJ/ 内侧髌构件 32 也可以包括滑车延伸部区域 38。图 3 所描绘的 PFJ/ 外侧髌构件 40 具有 PFJ 区域 42、外侧髌区域 44 和内侧滑车延伸部区域 46。

[0135] 外侧滑车延伸部区域 38 和内侧滑车延伸部区域 46 提高了髌骨追随能力。在进行超过 90 度的屈曲时,髌骨开始依托在位于股骨内的滑车凹口之上。当股骨的部分被置换下来的时候,当髌骨开始依托在滑车凹口之上的时候,在滑车凹口附近的不一致性促进使髌骨脱位。滑车延伸部允许髌骨在没有脱位的情况下关节连接在屈曲超过 90 度的置换构件之上。因为髌骨在进行这样的超过 90 度的屈曲期间具有侧向半脱位的趋势,所以外侧滑车延伸部区域是特别重要的。然而,相对大的外侧滑车延伸部区域 38 和内侧滑车延伸部区域 46 制约了髌构件的可能放置。

[0136] 在没有过分制约髌构件的放置的情况下使追随能力提高,这通过图 4 所示的 PFJ 构件 48 得以实现。PFJ 构件 48 包括节点 50 和 52。与分别从 PFJ/ 内侧髌构件 32 和 40 延伸出来的外侧滑车延伸部区域 38 和内侧滑车延伸部区域 46 相比,节点 50 和 52 从 PFJ 构件 48 的主要部分向外延伸出来的程度是较小的。因而,髌构件可以以许多不同的取向放置成邻近 PFJ 构件 48。

[0137] 当然,内侧滑车延伸部区域 46 可以用节点置换。可选择地,如图 5 所示,所制造的 PFJ/ 内侧髌构件 54 没有任何内侧滑车区域。同样地,所制造的 PFJ/ 内侧髌构件带有节点或没有外侧滑车区域。

[0138] 单一构件的尺寸可以大致上小于在上面所描绘的单一构件。作为例子,图 6 显示了延伸经过大部分 PFJ 区域的部分单一构件 56。然而,想要的部分单一构件的最小尺寸是需要进行置换的骨的尺寸的函数。因而,单一构件可以构造为大致上小于部分单一构件 56。一个这样的例子是图 7 所示的部分单一构件 58。如图 6 和 7 所示,沿着构件的右侧,部分单一构件 58 大体上与部分单一构件 56 的形状相同。然而,部分单一构件 58 远小于部分单一构件 56。

[0139] 在骨的第二区域需要进行置换的情况下,像部分单一构件 60 所显示的那样,可以提供另一个单一构件。部分单一构件 58 和 60 实际上是部分单一构件 56 的多块形式,当部分单一构件 58 和 60 被植入的时候,在它们之间存在间隙。相关领域的那些普通技术人员应该意识到的是,在本发明的范围内,可以提供额外的尺寸发生变化的部分单一构件

[0140] 然而,对于多块置换构件,在制定计划时需要考虑的是,避免部分单一构件沿着负载线裂开是典型想要的。负载线标示出了当关节在屈曲和延伸之间移动的时候承受了较大负载的区域。图 7 所示的一条这样的负载线为负载线 62。在这个实施例,所选择的部分单一构件 58 和 60 使负载线 62 在部分单一构件 58 和 60 之间保持完整的骨之上延伸。通过将骨 - 构件过渡件和 / 或构件 - 构件过渡件放置在负载较小的区域内,确保了沿着负载

线的表面是光滑的,这使构件的磨损是较小的。

[0141] 根据本发明,部分单一体构件可以包括多种内部几何形状。图 8 显示了带有在前面到后面方向上的具有小面的内部的包括平坦的表面 66、68、70、72 和 74 的 PFJ/ 内侧髌构件 64。图 9 显示了带有弯曲的内部表面 78 的 PFJ/ 内侧髌构件 76。图 10 显示了带有组合起来的包括弯曲的表面 82 和平坦的表面 84 的弯曲的和平坦的内部的单一构件 80。当然,构件中的任何一种都可以用在这里所显示的内部几何形状中的任何一种构建出来。

[0142] 而且,内部表面可以用在内侧到外侧方向上的多种几何形状构建出来。作为例子,图 11A 显示了经过图 8、9 或 10 的线 A-A 截取到的平坦的内部 86,但不局限于此。图 11B 显示了弯曲的内部 88,而图 11C 显示了具有小面的内部 90。图 11D 显示了带有弯曲的侧面和平坦的底部的内部 92,而图 11E 显示了带有平坦的侧面和弯曲的底部的内部 94。与先前已知的形状相比,这些形状更好地适应局部骨几何形状,并且无论构件是压装配到健康的骨还是粘结到健康的骨,都使外科医生能够在关节内保留住更多健康的骨。

[0143] 改进的各个构件

[0144] 图 12 所描绘的可选择的 PFJ 构件 96 的实施例具有外侧滑车延伸部区域 98,而图 13 所描绘的可选择的 PFJ 构件 100 的实施例具有内侧滑车延伸部区域 102。图 14 所显示的 PFJ 构件 104 具有内侧滑车延伸部区域 106 和外侧滑车延伸部区域 108。

[0145] 对于给定的前面到后面长度,所提供的 PFJ 构件的宽度可以发生变化。作为非限制性的例子,图 15A、16 和 17 旨在提供相对尺寸比较。如图 15A、16 和 17 所示,PFJ 构件可以是窄的(PFJ 构件 110)、宽的(PFJ 构件 112)或是介于其之间的某个形状(PFJ 构件 114)。

[0146] 另外,PFJ 构件可以适合于在较宽的 PFJ 区域内使用,这通常由于特别的 PFJ 构件而可能是经久耐用的。特定地,图 15B 显示了植入在股骨 111 上的 PFJ 构件 110。然而,股骨的发生病变的部分的宽度大于 PFJ 构件 110 的宽度。然而,就其它每个方面而言,PFJ 构件 110 非常精准地适应了患者的解剖结构。因此,垫片 113 用于置换邻近 PFJ 构件 110 的股骨 111 的表面的部分,而不是使用较大的 PFJ 构件并且引起在植入件和本来的骨之间的不想要的差异。

[0147] 而且,在股骨 111 的所要清除的表面区域在内侧侧面和外侧侧面都大于置换 PFJ 构件的宽度的情况下,第二垫片可以使用。因而,如图 15C 所示,PFJ 构件 110 和垫片 111 凭借垫片 115 得以增加。

[0148] 因此,一个或多个垫片可以用于将 PFJ 构件装配到较宽的 PFJ 区域上。当 PFJ 构件具有想要的前面 / 后面尺度但对于进行特别置换是过于窄的时候,这是特别有利的。像在下面进一步详细讨论的那样,垫片可以在植入构件之前或在植入构件之后刚性地或柔性地连接到 PFJ 构件或其它构件。因而,在一个实施例中,所提供的构件预先用至少一个可以进行修整以适应特别患者的垫片构造。在可选择的实施例中,例如通过使用间隔件珠(图 35B),垫片与构件间隔开来。

[0149] 在图 15D 所示的一个实施例中,确定尺寸的单个垫片 117 配备了片状物 119。片状物 119 构造为放置在毗邻的构件下面。片状物 119 包括孔 121,以有助于连接到骨。因而,片状物 119 可以通过使用经过孔 121 的钉或使用骨粘结剂而直接依附到骨。然后,毗邻的构件植入在片状物 119 的顶部上。在这个实施例中,垫片 117 是柔性的并且是过尺寸的。也就是说,垫片 117 比在大多数情况下所需要的宽。因此,一旦将使用垫片的区域的实际尺

度确定下来,垫片 117 就被切割成想要的尺度。

[0150] 在图 15E 中,显示了垫片的另一个实施例。垫片 123 是由可以形成为想要的尺度的材料的片。例如,垫片 123 可以在箭头 125 的方向上折叠起来,以提供图 15F 所示的构形。在图 15F 中的垫片 123 进行了对折,从而当垫片 123 植入的时候,使垫片 123 的宽度翻倍。垫片 123 可以折叠多于一次,以提供额外的宽度。另外,垫片 123 可以在长度方向、交叉地或以任何其它想要的方式折叠起来。垫片 123 还可以例如沿着虚线 127 切割成想要的高度。

[0151] 在又一个实施例中,图 15G 所示的垫片 129 配备了口袋 131。口袋 131 包括开放端 133 和闭合端 135。垫片 129 还包括片状物 137 和延伸部 139。想要数量的材料例如骨屑、生物材料或一些其它生物相容的材料可以放置在口袋 131 内,以提供想要尺寸的垫片。口袋 131 可以在植入之前或在植入期间,例如通过将钉插过端部 133 而密封起来。片状物 137 也可以用于将垫片 129 钉到适当的位置,或片状物 137 可以放置在邻近的构件下面。可选择地,片状物 137 可以滚上口袋 131 的顶部,而延伸部 139 可以用于将口袋 131 密封起来。

[0152] 垫片可以由多种材料制造。作为例子,垫片可以由具有生物活性的、不具有生物活性的或钝化的材料制造,包括织物、骨屑或柔性材料。另外,在保留了某个间隙的情况下,填充物材料例如骨蜡、粘结剂、聚氨酯或其它柔性材料或生物材料可以用于填充间隙。

[0153] 重新对 PFJ 构件进行讨论,根据本发明,PFJ 构件可以包括多种内部几何形状。图 18 所显示的图 12 的 PFJ 构件 96 带有在前面到后面方向上的包括平坦的表面 116 和平坦的表面 118 的具有小面的内部。图 19 所显示的图 14 的 PFJ 构件 104 带有包括平坦的表面 120 和弯曲的表面 122 的组合起来的弯曲的和平坦的内部。图 20 所显示的图 13 的 PFJ 构件 100 带有弯曲的内部 124。当然,PFJ 构件中的任何一种都可以用在这里所显示的内部几何形状中的任何一种构建出来。

[0154] 这些构件的在内侧-外侧方向上的截面也可以形成多种形状,例如图 21 所示的截面 (a) (b) (c) (d) 和 (e)。像在这些附图中所显示的那样,沿着图 18、19 或 20 的线 A-A 截取到的截面可以包括平坦的区域、弯曲的区域和将平坦的区域和弯曲的区域组合起来的区域。

[0155] 单一髌构件

[0156] 类似地,如图 22、23 和 24 所示,单一髌构件例如图 12、13 和 14 的外侧髌构件 126、128 和 130 和内侧髌构件 132、134 和 136 可以包含多种内部几何形状。图 22 所显示的内侧髌构件 132 带有在前面到后面方向上的包括平坦的表面 138、平坦的表面 140 和平坦的表面 142 的具有小面的内部。图 23 所显示的内侧髌构件 136 带有在前面到后面方向上的弯曲的内部 144,而图 24 所显示的外侧髌构件 126 带有包括平坦的表面 146 和弯曲的表面 148 的在前面到后面方向上的组合起来的弯曲的和平坦的内部。

[0157] 而且,单一髌构件可以构造为提供延伸的屈曲。通过图 25 所示的髌构件 152 的延伸的后面部分 150,延伸的屈曲得以提供。延伸的部分提供了额外的表面区域,以当胫骨围绕股骨转动的时候,与胫骨相接触。当然,髌构件中的任何一种都可以用在这里所显示的内部几何形状中的任何一种构建出来。而且,通过使髌区域延伸,延伸的屈曲在单一髌构造内可以类似地提供。

[0158] 在内侧-外侧方向上的髌构件的截面也可以形成多种形状,例如图 26A、26B、26C、

26D 和 26E 所示的那些形状。像在这些附图中所显示的那样,沿着图 22、23 和 24 的线 A-A 截取到的截面可以包括平坦的区域、弯曲的区域和将平坦的区域和弯曲的区域组合起来的区域。更特定的,图 26A 显示了平坦的内部 154。图 26B 显示了弯曲的内部 156,而图 26C 显示了具有小面的内部 158。图 26D 所显示的内部 160 带有弯曲的侧面和平坦的底部,而图 26E 所显示的内部 162 带有平坦的侧面和弯曲的底部。将弯曲的几何形状和平坦的几何形状组合起来不局限于这些附图。而且,这些内部几何形状可以与在这里所披露的所有植入构件一起使用,并且不局限于单一髌骨构件。

[0159] 增加件

[0160] 为了进一步有助于对局部骨几何形状适应,增加件可以放置在构件和切除过的骨的部分之间。由于增加件可以构造为有效地使 PFJ 构件和 / 或髌骨构件的外部边界扩大,所以在无需很多 PFJ 构件和 / 或髌骨构件的情况下,使用增加件可以对膝关节进行重新构建,使之更精准地相似于本来的膝关节。因而,如图 27、28 和 29 所示,增加件 164、166、168、170、172 和 174 可以放置在植入构件和骨之间,因而移动植入构件而远离骨。

[0161] 增加件的外部表面成形为符合构件的内部表面。例如,增加件 164 的外部表面和增加件 166 的外部在前面到后面方向上具有小面,以装配在构件 176 的具有小面的内部内。增加件 168 和 170 是弯曲的,以装配在构件 178 的内部曲线内。增加件 172 是平坦的,以装配靠着构件 180 的内部表面的平坦的部分,而增加件 174 是弯曲的,以装配靠着构件 180 的弯曲的内部部分。

[0162] 当然,在内侧到外侧方向上的增加件的截面的内部部分可以成形为类似于在上面所讨论的髌骨构件的内部部分。因而,通过以多种方式将具有小面的、弯曲的和笔直的内部轮廓与具有小面的、笔直的和弯曲的外部轮廓组合起来,可以实现多种截面形状。

[0163] 作为例子,图 30A 所显示的增加件 182 带有具有小面的内部表面 184 及具有小面的外部表面 186,但不局限于此。图 30A 的增加件 182 可以与具有图 26C 所示的截面的构件一起使用。图 30B 的增加件 188 也可以与具有图 26C 所示的截面的构件一起使用。然而,增加件 188 的内部表面 190 是弯曲的,而不是具有小面的内部表面。图 30C、30D 和 30E 的增加件 192、194 和 196 可以与具有图 26E 所示的截面的构件一起使用,从而实现具有小面的内部表面(增加件 192 的内部表面 198)、平坦的内部表面(增加件 194 的内部表面 200)或弯曲的内部表面(增加件 196 的内部表面 202)。

[0164] 结合和装配机构

[0165] 图 31A 所显示的股骨置换构件 204 的又一个实施例包括组合起来的 PFJ 和外侧髌骨区域 206 和内侧髌骨区域 208。可选择地,构件 204 可以包括上部髌骨区域和下部髌骨区域。如图 31A 所示,构件块 206 和 208 可以被植入围绕骨潮(tide)210。在图 32A 中,显示了对在构件块 206、208 和骨潮 210 之间的汇合处的特写。骨潮 210 可以包括骨、软骨或合成材料。

[0166] 在这个实施例中,所构造的构件块 206 和 208 是令人满意的。因而,如果想要的话,外科医生可以在没有骨潮的情况下植入构件块 206 和 208。因而,像在图 31B 中所描绘的那样,构件 206 和 208 邻接起来,并且像在图 32B 中所描绘的那样,构件 206 和 208 没有连结起来。

[0167] 参考图 33,显示了可选择的骨潮汇合处的实施例。在这个实施例中,骨潮 212 的位置在构件块 214 和 216 之间。构件块 214 和 216 具有不同的深度。根据再一个实施例,所

形成的构件块可以带有多种形状的端部。因而,如图 34 所示,构件块 218 从构件块 218 的上部表面向内形成某个角度,构件块 220 从构件块 220 的上部表面向外形成某个角度,构件块 222 具有正方形的端部,而构件块 224 倒圆。

[0168] 构件块的倒圆端部可以包括具有不同的曲率半径的多个区段,而第一区段所具有的曲率半径大于第二区段,第二区段的位置在第一区段和构件的侧面之间。就沿着经过邻近的构件的汇合处的负载线减小摩擦而言,这样的构形是有用的。稍有弯曲的边缘确保了当从一个构件到达邻近的构件的时候沿着负载线行进的物体不会遇到由于构件未对准而形成的脊。

[0169] 根据本发明的原理制造出来的构件可以插入到切除的骨或骨潮内。为了提高构件在切除过的区域内的保持力,珠间隔件可以形成在构件的侧面内。如图 35A 所示,构件 226 包括珠间隔件 228 和 230。类似地,构件 232 包括珠间隔件 234 和 236。为了在没有粘结剂的应用中使用珠间隔件,在没有珠间隔件的情况下与置换构件的尺寸相称的撤回部形成在骨内。因而,当构件插入到切除过的区域内的时候,珠间隔件被迫在撤回部的壁内紧紧地顶在骨上。珠间隔件的形式可以是单个珠、围绕构件的部分脊或连续的脊。本领域的那些普通技术人员应该意识到的是,代替珠间隔件或除了珠间隔件之外,可选择材料可以用于使构件维持在想要的位置,包括多孔的涂层、orthobiologic 材料、具有花边的膜、胶浆和粘结剂但不局限于此。

[0170] 而且,当两个构件并排植入的时候,间隔件珠可以使用。图 35B 所显示的构件 221 带有珠间隔件 223。类似地,构件 225 包括珠间隔件 227。在这个实施例中,这两个构件都包括珠间隔件。在这样的实施例中,优选的是,对珠间隔件进行排列,从而使它们不会妨碍在邻近构件上的珠间隔件,因为这可能增加了在邻近构件之间的最小距离。在相对运动存在于构件 221 和 225 之间的情况下,由于间隔件 223 和 227 在构件 221 和 225 之间维持了最小间距,所以构件 221 和 225 的边缘不会彼此靠在一起而发生擦磨。

[0171] 当然,珠间隔件 223 和 227 可以分别接触邻近的构件 225 或 221。因而,在某些实施例中,合乎人们意愿的是,由弹性材料制造珠间隔件 223 和 227,或用弹性材料涂覆珠间隔件 223 和 227。而且,在构件之间的通过珠间隔件 223 和 227 维持住的间隙可以用骨蜡、粘结剂、聚氨酯或其它柔性材料或生物材料填充,以提供额外的稳定性,同时减少磨损产物。

[0172] 所设想的间隔件和间隔件构形的许多可选择的实施例在本发明的范围内。作为例子,在一个实施例中,只有一个构件包括珠间隔件。在这样的实施例中,珠间隔件可以与构件形成在一起,或可以在稍后的步骤接附到构件。

[0173] 在再一个实施例中,间隔件没有接附到任意一个构件。作为例子,图 35C 所显示的间隔件设备 229 包括在基底 233 上的许多间隔件 231。基底 233 包括许多接附孔 235 和片状物 237 和 239。接附孔 235 可以用于将间隔件设备钉到骨。片状物 237 和 239 构造为放置在邻近的置换构件下面。因而,间隔件 231 在邻近构件的邻近侧面之间。在这个实施例中,基底 233 由柔性材料制造。这允许沿着弯曲的构件对间隔件设备 231 进行定位。而且,间隔件设备 231 可以被切割开来,从而只是提供数量有限的间隔件 231。因而,对于特别的植入状况,间隔件设备 231 可以进行个别化。

[0174] 当然,间隔件的形状不一定是珠、盒子或其它对称的形状。图 35D 所示的间隔件垫片 233 的形状大体上是楔形的。因而,垫片 233 可以楔入在髌股构件 235 和髌构件 237 之

间,以将额外的稳定性提供给置换构件,这也确保了髌股构件 235 和髌构件 237 不会彼此直接接触。所设想到的,在某些实施例中,垫片 233 在操作期间可以切割成想要的长度。因此,垫片 233 可以沿着线 239 被切割开来,以最小程度地对骨进行切除。

[0175] 使用多种形状的垫片例如楔形的垫片 233,这允许在患者几何形状的范围,使用相同的置换构件。作为例子,当与图 35D 的髌 243 比较的时候,图 35E 所描绘的股骨所带有的髌 241 是向内转的。如图 35E 所示,通过简单地将垫片 233 进一步插入在邻近的髌股构件 235 和髌构件 237 之间,相同的髌股构件 235 和髌构件 237 可以使用。因而,垫片 233 允许构件采取不同的态势。通过将垫片制造成更复杂的形状,沿着不同的侧面提供不同的斜度甚至提供更大的柔性得以实现。

[0176] 当然,多种间隔构件也可以以不同的方式组合起来而被使用。作为例子,垫片可以包括沿着其侧面的间隔件珠。而且,额外的间隔件可以提供在构件上,或所提供的间隔件根据需要依附到构件。因而,在宽范围的患者几何形状下使用数量有限的构件的能力得以大幅度地增加。

[0177] 间隔件可以由多种材料制造。作为例子,间隔件可以由具有生物活性的、不具有生物活性的或钝化的材料制造,包括织物、骨屑或柔性材料。另外,在间隔件没有对在邻近构件之间或在构件和邻近骨之间的区域进行完全填充的情况下,填充物材料例如骨蜡、粘结剂、聚氨酯或其它柔性材料或生物材料可以用于填充间隙。

[0178] 构件的植入能力也可以通过将构件彼此连结起来而得以提高。为了提高在构件之间压配合的能力,构件可以形成有键,其和另一个构件的相反键相配。作为例子,如图 36 所示,构件 240 所包括的键 242 沿着构件 240 和 246 的整个汇合处与构件 246 的键 244 相配。

[0179] 可选择地,如图 37 所示,单个键可以用于将构件接合在一起,在其中,构件 250 的键 248 与构件 254 的键 252 相配。在图 38 中,显示了可选择的单个键的形式,其中,构件 256 具有延伸出来的钮 258,而构件 260 具有用于接收钮 258 的钮接收件 262。因而,键可以包括单个的配合元件,或可以包括多个配合元件。而且,当装配构件的时候,使用不同类型的键以使彼此连合起来可能是合乎人们意愿的。这些可选择的实施例在本发明的范围内。

[0180] 在另一个可选择的实施例中,铰链可以形成在构件之间,以在构件没有分开的情况下维系移动。如图 39 所示,构件 264 通过铰链 268 结合到构件 266。铰链 268 可以是传统的机械铰链。可选择地,铰链 268 可以由被设计成在力的作用下屈服的合成材料制造。与单个的构件或牢固结合起来的构件相反,使用两个通过铰链结合起来的构件减小了发生破裂的可能性。例如,如果构件 264 和 266 形成为单个的刚性构件,并且如果刚性构件的一端牢固地安放在骨或粘结剂内而刚性构件的第二端没有充分地受到粘结剂的支撑,或如果在刚性构件的第二端之下的骨受到压缩,那么刚性构件就会在位于第一端和第二端之间的某个部位发生屈曲。刚性构件发生这样的屈曲或起作用使在刚性构件内的材料绷紧,这可能导致脆性破裂。然而,当以图 39 所示的方式结合起来的时候,铰链 268 允许在两个构件 264 和 266 之间进行屈曲或移动,而不会对任何材料发生作用。

[0181] 通过机械装置例如螺钉,股骨构件、髌骨构件和 / 或胫骨构件也可以彼此连接起来。因而,图 40 所显示的构件 270 通过螺钉 274 和 276 结合到构件 272。构件可以邻接起来以结合在一起,但这不是必需的。参考图 41,所显示的构件 278 和 280 被大体上标示为间隔 282 的间隔分开。螺钉 284 可以用于将构件 278 连接到构件 280,同时维持住了在构件

278 和构件 280 之间的间隔 282。

[0182] 此外,将构件连接起来,这既可以在相同的骨上进行,也可以可选择地经过在骨之间的关节间隔进行。作为例子,图 42 所描绘的 PFJ/髌构件 286 连接到间隔件 288,间隔件 288 又连接到胫骨构件 290。通过连接件 292,连接得以进行。在构件之间的连接件可以是骨、人造组织和 / 或移植物。

[0183] 螺钉也可以经过在骨内的钻孔,以使彼此相对的构件侧面保持经过骨。参考图 43,构件 294 和构件 296 位置确定为靠在具有经过其的钻孔 300 的股骨 298 上。因此,通过将螺钉 302 插过钻孔 300,构件 294 和构件 296 可以结合起来,同时螺钉 304 在股骨 298 下面将构件 294 和构件 296 结合起来。像螺钉 304 所进一步显示的那样,螺钉可以配备具有不同螺距的螺纹 306 和 308,以有助于控制夹持力。在这个实施例中,螺钉 304 的头部 310 包括用于接收扭矩控制扳手的接收件 312,以有助于安装螺钉 304。

[0184] 图 44 所显示的股骨构件可以通过螺钉以就图 43 讨论的方式结合起来。包括 PFJ 区域、内侧髌和外侧髌的单一构件 314 可以通过螺钉 320、322、324 和 326 可调整地结合到后面髌 316 和 318。构件 314、316 和 318 是薄的置换构件,在这个实施例中,这些构件在前面 / 后面方向上及在内侧 / 外侧方向上是弯曲的。像带有在上面所讨论的内部几何形状的构件那样,不是如此弯曲的构件被认为在本发明的范围内。

[0185] 接附柱 328、330、332、334、336、338、340 和 342 形成在构件 314、316 和 318 内,以从构件的内部表面延伸出来。螺钉 320、322、324 和 326 可以放置经过接附柱 328、330、332、334、336、338、340 和 342,如此使柱在不损失大量骨以植入构件的情况下额外地为构件的连结提供支持。

[0186] 在图 45 中,显示了可选择的实施例,其中,PFJ 构件 344 通过垂直取向的螺钉 346 和 348 连结到内侧髌构件 350 并且连结到外侧髌构件 352。髌构件 350 和 352 包括在内侧 / 外侧方向上的分别从构件 350 和 352 延伸出来的接附柱 354 和 356。图 46 是图 45 的构件的侧视图,显示了通过螺钉 346 连接到内侧髌构件 350 的 PFJ 构件 344。螺钉 358 插过接附柱 354 和 356,以使髌构件 350 和 352 结合起来。可选择地,内侧髌构件 350 和外侧髌构件 352 可以形成为单一的构件。

[0187] 螺钉也可以在构件内使用,以使外科医生能够改变所植入的构件的相对于另一个构件的位置。图 47 所显示的实施例包括带有用于在 PFJ 区域 364 和内侧髌区域 366 之间进行外侧 / 内侧调整的螺钉机构 362 的单个块构件 360。以这种方式对构件的区域的相对位置进行机械的更改的能力使外科医生能够更好地将构件与局部植入几何形状配合起来。

[0188] 构件还可以弹性地连接起来。作为例子,PFJ 构件 800 可以通过弹性连接件 806 和 808 分别连接到髌构件 802 和 804。弹性连接件 806 接合了在 PFJ 构件 800 上的连接件接收件 810,并且接合了在髌构件 802 上的连接件接收件 812。类似地,弹性连接件 808 接合了在 PFJ 构件 800 上的连接件接收件 814,并且接合了在髌构件 804 上的连接件接收件 816。适宜的弹性材料包括镍钛诺、聚氨酯、弹性体和液态金属。

[0189] 在可选择的实施例中,弹性连接件整合到所要连接的构件中的一个。参考图 48B,PFJ 构件 820 构造为与 PFJ 构件 800 非常相像,并且包括连接件接收件 822 和 824。然而,髌构件 826 和 828 分别包括弹性连接件 830 和 832。由于所提供的髌构件 826 和 828 带有整合起来的弹性连接件 830 和 832,所以在套件内的构件的数量得以减少。

[0190] 翻回到图 48A,弹性连接件 806 和 808 是对称的。也就是说,弹性连接件 806 和 808 中的任意一个的任意一端都可以插入到连接件接收件 810、812、814 或 816 中的任何一个内。就使在用于对假体系统进行个别化以进行特别植入的套件内所需要的构件的数量最小化而言,由于相同的连接件可以与多种 PFJ 构件和髌构件中的任何一个一起使用,所以这是有用的。

[0191] 然而,在某些情况下,弹性连接件和连接件接收件可以形成减小了将邻近的构件错误地连接起来的可能性。作为例子,在髌构件包括两个子构件的情况下,用于将两个子构件连接起来的连接件接收件可以构造为不同于用于将髌构件连接到 PFJ 构件的连接件接收件。因而,可以防止不正确地对髌子构件进行定位。

[0192] 图 49A 描绘了定位成插入到连接件接收件 812 内的弹性连接件 806 的截面图。弹性连接件 806 包括干部分 840 和两个端部部分 842 和 844。端部部分 842 和 844 中的每个分别包括限定了凹穴 850 和 852 的外展部分 846 和 484。连接件接收件 812 包括通道 854 和腔室 856。通道 854 的直径稍大于干部分 840 的直径而稍小于外展部分 848 的直径。腔室 856 稍大于端部部分 844。

[0193] 因此,当弹性连接件 806 被迫进到连接件接收件 812 内的时候,凹穴 852 允许外展部分 848 向内弯曲,从而装配在通道 854 内。一旦完全地插入,外展部分 848 就可以弹性地返回到图 49A 所示的状态,只不过是在腔室 856 内。由于外展部分 848 的直径大于通道 854 的直径,所以弹性连接件 806 受到抑制而不会从连接件接收件 812 抽撤出来。

[0194] 而且,由于端部部分 844 邻接腔室 856,所以弹性连接件 806 朝向连接件接收件 812 的进一步移动受到了抑制。因而,弹性连接件 806 的干部分 840 可以用于使到 PFJ 构件 800 与髌构件 802 间隔开来。在植入之后,在相对运动存在于 PFJ 构件 800 和髌构件 802 之间的情况下,这样的间隔减少了磨损碎屑的产生。

[0195] 在可选择的图 49B 所示的实施例中,弹性连接件 860 包括整合地形成到弹性连接件的干部分 864 内的间隔件 862。可选择地,构件可以用弹性材料涂覆,从而使磨损产物的产生最小化。当对构件进行涂覆的时候,唯一必需的是对可能靠在邻近构件上而发生擦磨的构件的部分进行涂覆。当然,为了合乎人们意愿地减少磨损碎屑,只需要对邻近构件中的一个进行涂覆。

[0196] 在又一个实施例中,图 49C 所示的分开的间隔件 866 可以与弹性连接件 806 一起使用。间隔件 866 包括桥连部分 868 和带有卡扣 872 的干部分 870。桥连部分 868 构造为跨在弹性连接件 806 的干部分 840 上。干部分 870 用于操纵间隔件 866 使之处在适当的位置,而卡扣 872 用于将牵索依附到间隔件 866,以在间隔件 866 在原位置移位的情况下,确保容易确定间隔件 866 的位置。当在构件之间的间隙得以填充的时候,间隔件 866 可以用于临时性地提供构件的希望间隔。可选择地,间隔件 866 可以停留在适当的位置。在这样的应用中,在位于构件之间的间隙得以填充之后,干 870 被切割开来,然后干 870 被移开。

[0197] 胫骨构件和髌骨构件

[0198] 现在参考图 50A,所显示的髌骨构件 368 在所植入的两个股骨构件 367 和 369 之上。髌骨构件 368 所包括的凹口 370 适应裂开的前面设计例如图 40 所示的那种设计。凹口 370 减小了髌骨对股骨植入件的汇合处的冲击。可选择地,除了凹口 370 之外,平坦的区域也可以使用,以减小对股骨植入件的汇合处的冲击。

[0199] 而且,股骨构件 367 和 369 的上部边缘的稍有弯曲减小了可能由于股骨构件 367 和 369 甚至轻微的未对准而产生的潜在摩擦。类似地,股骨构件 367 和 369 设计为植入成在构件之间沿着股骨构件 367 和 369 的邻近边缘存在微小的间隙 371。在相对运动存在于两个构件之间的情况下,间隙 371 减小了在股骨构件 367 和 369 之间发生摩擦接触的可能性。然而,像从图 50A 所显而易见的那样,所设计的间隙 371 是足够小的,从而使在间隙之上经过的另一块骨在这个实施例中是髌骨构件 368 自由地在间隙 371 之上经过。

[0200] 在图 50B 中,显示了胫骨构件的实施例。与为内侧半月板 376 提供的支撑平台相比,具有阶梯的胫骨构件 372 为外侧半月板 374 提供了更高的支撑平台。这种构形适应构件 378 的不对称髌。如图 50C 所示,所形成的内侧半月板 380 可以带有凹陷的表面 382,而所形成的外侧半月板 384 可以带有凸起的表面 386。这样构形的半月板构件较好地符合正常的膝关节解剖结构。

[0201] 具有阶梯的构件

[0202] 除了在上面所讨论的几何形状和构形之外,本发明还提供了用于多种不规则成形的骨几何形状的构件。图 51 所描绘的全膝关节系统 388 带有具有阶梯的股骨构件 390 和具有阶梯的胫骨构件 392。与外侧侧面 396 相比,股骨构件 390 的内侧侧面 394 是在更远端的。

[0203] 类似地,图 52 所描绘的 PFJ/髌构件 398 包括 PFJ 区域 400 和髌区域 402。在这个实施例中的 PFJ/髌构件 398 具有阶梯。根据本发明,即使当 PFJ/髌构件 398 被植入的时候,额外的构件稍后也可以容易地添加进来。作为例子,与 PFJ/髌构件 398 相比,图 52 所显示的具有阶梯的髌构件 404 可以晚些(或早些)植入进来。而且,PFJ/髌构件 398 的髌区域 402 和髌构件 404 可以具有不同的尺寸。此外,像在下面所讨论的那样,PFJ/髌构件 398 和髌构件 404 可以具有不同的曲率半径。

[0204] 对于早些或晚些植入的构件,本发明还可以对用于特定的患者状况例如具有不规则的骨几何形状的胫骨构件进行广泛的优化。如图 52 所示,胫骨构件插入件 406 和 408 可以在植入股骨构件 400 和 404 之前或在植入股骨构件 400 和 404 之后的任何时候植入。胫骨构件插入件 406 和 408 可以是有利地固定住的,或是半月板的支承植入件。本发明还可以对胫骨构件插入件 406 和 408 的尺寸进行个别优化,而不用考虑其它插入件的尺寸或股骨构件的尺寸。这允许外科医生对在股骨构件和胫骨构件之间的一致性进行优化,同时减小了存货成本。

[0205] 髌变体

[0206] 本发明包括用于多种髌几何形状的构形。图 53 所描绘的股骨构件 410 带有髌区域 412 和 414。在这个实施例中的髌区域 412 和 414 是没有分叉的。图 54 所显示的股骨构件 416 带有内侧髌区域 418 和外侧髌区域 420。在这个实施例中的髌区域 418 和 420 是分叉的。另外,所设计的髌区域可以相等地分叉开来(图 54 的距离“A”=图 54 的距离“B”),或与另一个髌区域相比,一个髌区域可以较大地分叉开来(图 54 的距离“A”>图 54 的距离“B”)。在图 54 的实施例中,内侧髌区域 418 也比外侧髌区域 420 宽(图 54 的距离“C”<图 54 的距离“D”)。可选择地,所制造的髌区域可以是相等的(图 54 的距离“D”=图 54 的距离“C”)。

[0207] 图 55 描绘了膝关节置换件的股骨构件 422 和胫骨构件 424,在其中,股骨构件 422

是不对称的。更特定地,与内侧髌区域 428 相比,外侧髌区域 426 具有较大的半径。在图 56 和图 57 中,这被更清楚地显示出来。

[0208] 图 56 是沿着线 A-A 截取到的股骨构件 422 的内侧髌区域 428 的截面图。图 56 描绘了许多条从内侧髌区域 428 的中心点到内部表面的曲率半径 r_1 。图 57 是沿着线 B-B 截取到的股骨构件 422 的外侧髌区域 426 的截面图。图 57 描绘了许多条从外侧髌区域 426 的中心点到内部表面的曲率半径 r_2 。将内侧半径 r_1 与外侧半径 r_2 进行比较,这显示内侧髌区域 428 的曲率半径小于外侧髌区域 426 的曲率半径 (r_1 大体上小于 r_2)。

[0209] 类似地,在与图 56 和 57 的截面正支的平面内的曲率半径可以发生变化。图 58 所描绘的股骨构件 430 包括外侧髌区域 432 和内侧髌区域 434,在其中,股骨构件 430 在这个正支的平面内是不对称的,也就是说,从各个髌区域的一侧到另一侧是不对称的。在图 59 和图 60 中,这被更清楚地显示出来。

[0210] 图 59 是沿着图 58 的线 A-A 截取到的股骨构件 430 的内侧髌区域 434 的截面图。图 59 描绘了从内侧髌区域 434 的一侧到另一侧的曲率半径 r_1 。图 60 是沿着图 58 的线 B-B 截取到的股骨构件 430 的外侧髌区域 432 的截面图。图 60 描绘了从外侧髌区域 432 的一侧到另一侧的曲率半径 r_2 。将内侧半径 r_1 与外侧半径 r_2 进行比较,这显示内侧髌区域 434 的曲率半径小于外侧髌区域 432 的曲率半径 (r_1 小于 r_2)。

[0211] 还应该注意到的是,每个髌区域的不同截面的从髌区域的前面到后面的曲率半径可以发生变化。图 61 所显示的股骨构件 436 以这样的方式发生变化。在图 62 和 63 中,分别显示了在股骨构件 436 的后面部分 438 的对于图 58 的线 A-A 的截面和曲率半径和在股骨构件 436 的较前面部分 440 的对于图 58 的线 B-B 的截面和曲率半径。对半径进行比较,这显示后面部分 438 的半径 r_3 小于前面部分 440 的半径 r_4 。

[0212] 根据本发明使构件具有特定地适合于特别髌的几何形状的可选择的方法是使单个构件的位置和取向适合于髌的特别几何形状。参考图 64、65 和 66,对此进行了说明。图 64 所显示的股骨 442 带有植入在股骨 442 的外侧髌上的 PFJ 构件 444 和髌构件 446。PFJ 构件 444 包括内侧节点 445。当腿由伸变屈的时候髌骨经过股骨 442 的轨迹被标示为髌骨轨迹 448。当腿由伸变屈的时候胫骨经过股骨 442 的轨迹被标示为胫骨轨迹 450。髌构件 446 定位为使胫骨轨迹 450 沿着髌构件 446 的最长部分。

[0213] 图 65 所显示的股骨 452 带有植入在股骨 452 的内侧髌上的 PFJ 构件 454 和等同于髌构件 446 的髌构件 456。PFJ 构件 454 等同于 PFJ 构件 444,除了 PFJ 构件 454 既包括内侧节点 455 也包括外侧节点 457 之外。当腿由伸变屈的时候髌骨经过股骨 452 的轨迹被标示为髌骨轨迹 458。当腿由伸变屈的时候胫骨经过股骨 452 的轨迹被标示为胫骨轨迹 460。髌构件 456 定位为使胫骨轨迹 460 沿着髌构件 456 的最长部分。

[0214] 对于这个例子,股骨 452 的 PFJ 区域等同于股骨 442 的 PFJ 区域。而且,在各个股骨上,髌骨轨迹 448 和髌骨轨迹 458 等同地进行取向。因而,由于除了在 PFJ 构件 444 上没有外侧节点之外,PFJ 构件 444 和 454 是等同的构件,所以它们植入在位于股骨 442 和 452 上的等同位置。然而,股骨 442 的内侧髌低于股骨 452 的内侧髌。另外,当与胫骨轨迹 446 进行比较的时候,胫骨轨迹 456 发生偏斜。在图 66 中,这被更清楚地显示出来。

[0215] 图 66 是图 64 和 65 的构件在股骨 452 上的重叠图。因而,图 66 显示了图 65 的股骨 452、PFJ 构件 454、髌构件 456 和髌骨轨迹 460。在上述的状况下,将图 64 的构件叠加在

图 66 上,这使 PFJ 构件 444 精确地与 PFJ 构件 454 对准,除了在 PFJ 构件 444 上没有外侧节点之外。在图 66 中,这被标示为虚线参考线 444。

[0216] 在与如图 64 所示的 PFJ 构件 444 完全对准的情况下,图 66 还显示了髌构件 446 和髌骨轨迹 450 的位置。然而,图 66 所显示的是,即使髌构件 456 等同于髌构件 446,与所定位的髌构件 446 到 PFJ 构件 456 的距离相比,所定位的髌构件 456 还是较接近 PFJ 构件 454 的。另外,与髌构件 446 比较,髌构件 456 在逆时针方向上稍微转动了一些。

[0217] 因而,根据本发明,在股骨上的构件位置和取向可以适合于对在股骨上的构件的性能进行优化。而且,尽管在上面使用在某些单一构件内的髌区域的例子而对髌几何形状进行了讨论,但几何形状可以通过髌构件及具有髌区域的构件得以实施。

[0218] 单一股骨构件

[0219] 尽管在置换手术期间使用较小的构件大体上是有益的,但也有希望植入完全单一股骨构件的情况。图 67 所显示的股骨构件 462 包括 PFJ 区域 464、内侧区域 466 和外侧区域 468。

[0220] 根据本发明,股骨构件 462 可以包括多种内部几何形状。图 68 所显示的股骨构件 462 带有在前面到后面方向上的包括平坦的表面 470、472、474、476 和 478 的具有小面的内部。图 69 所显示的股骨构件 462' 带有弯曲的内部表面 480。图 70 所显示的股骨构件 462'' 带有包括平坦的表面 482 和弯曲的表面 484 的组合起来的弯曲的和平坦的内部。

[0221] 而且,股骨构件 462 的内部表面可以构建成带有在内侧到外侧方向上的多种几何形状。作为例子,图 71A 显示了经过图 68、69 或 70 的线 A-A 截取到的平坦的截面 486,但不局限于此。图 71B 显示了弯曲的内部 488,而图 71C 显示了具有小面的内部 490。图 71D 所显示的内部 492 带有弯曲的侧面和平坦的底部,而图 71E 所显示的内部 494 带有平坦的侧面和弯曲的底部。与先前已知的形状相比,这些形状更好地适应局部骨几何形状,并且使外科医生能够在关节内保留更多健康的骨。

[0222] 像从在上面的描述和附图所理解到的那样,本发明的系统所提供的全膝关节或二隔室膝关节包括可以以六个自由度植入的构件。特定地,参考如图 72 所示的 PFJ/ 内侧髌构件 496,髌构件 498 可以向上、向下、向左、向右移动或向左、向右转动。因此,可以解决不同的患者几何形状,而不用为了每种可能的患者几何形状而需要不同的构件几何形状,外科医生也无需通过清除健康的骨而使骨符合构件几何形状。取而代之地,外科医生可以选择稍有不同的植入位置或构件取向,以适应患者骨几何形状。

[0223] 示范性的方法

[0224] 在这里所描述的系统的一个优点是,它允许外科医生为每名患者都制作定制的植入件。近来,植入系统以有限数量的离散尺寸提供,其很可能不是患者所需要的精确尺寸。例如,患者的膝关节可能为 75mm。然而,可用于这名患者的植入件可能为 70mm 和 80mm。

[0225] 在这些情况下,外科医生典型地使用被设计成用于置换构件的单个切割块。切割块被放置成靠在股骨的后面或靠在股骨的前面,并且提供了用于对股骨进行四次切除即两次在后侧的切除两次在前侧的切除的引导件。因此,外科医生必须做出选择,以进行最佳切割,用于构件的前面装配或后面装配或使错装配的东西裂开。

[0226] 在任何情况下,外科医生不得不在过小的植入件和过大的植入件之间做出选择。这可能会对过程结果有不利的影响。在本发明中所描述的植入系统可以允许外科医生制作精

确地为 75mm 的植入件。此外,外科医生可以做这件事情,而不用负担由于大库存包括许多尺寸而增加的费用。

[0227] 为了根据本发明的原理制作定制的植入件,外科医生首先判断骨的哪个区域要被置换。对于这个例子,股骨的前面部分、后面部分和远端部分要被切除下来。因此,外科医生在股骨的远端进行第一切割。接下来,如图 73 所示,外科医生确定第一切割块 500 的位置使之邻近股骨 506 的切除过的远端 502 和后面部分 504。切割块 500 包括切割引导件 508 和 510,其确保股骨 506 的切除过的后面区段匹配图 74 所示的构件 512 的尺度。更特定地,股骨 506 的阴影部分 514 匹配构件 512 的阴影部分 516。然后,股骨 506 的阴影部分 514 被切除下来。因而,作为股骨 506 的后面边界的函数,在股骨 506 的后面区域切割的部位被确定下来。因此,当构件 512 依附到股骨 506 的时候,构件 512 的外部边界模仿了本来的股骨 506 的后面的外部边界。

[0228] 然后,如图 75 所示,外科医生将第二切割块 518 放置在适当的位置,以将股骨 506 的前面部分 520 切除下来。切割块 518 包括切割引导件 522 和 524,其确保股骨 506 的切除过的前面区段匹配图 74 所示的构件 526 的尺度。更特定地,股骨 506 的阴影部分 528 匹配构件 526 的阴影部分 530。然后,股骨 506 的前面区段被切割,这使股骨 506 具有在图 76 中所描绘的构形。因而,作为股骨 506 的前面边界的函数,在股骨 506 的前面区域切割的部位被确定下来。因此,当构件 526 依附到股骨 506 的时候,构件 526 的外部边界模仿了本来的股骨 506 的前面的外部边界。

[0229] 接下来,对从点 A 到点 B 的股骨的宽度(查看图 76)进行了测量,并且保持以进一步使用。这种测量结果称为前面-后面(AP)测量结果。然后,使骨做好通过钻孔 532 和另一个孔(未显示)接收构件 512 和构件 526 的准备。接下来,如图 77 所示,构件 512 和构件 526 放置在适当的位置使之邻接股骨 506,并且螺钉 534、536 和另外两个类似的螺钉(未显示)被插入并且被扭转。螺钉 534、536 和另外两个螺钉被扭转,直到 AP 测量结果即从图 77 中点 A 到点 B 的距离为小于初始的 AP 测量结果大约 0.001 到 0.5 英寸。这确保对植入件进行的好的压装配可以实现,同时精准地模仿了股骨 506 在进行切除之前的尺寸。

[0230] 一旦构件得以正确地扭转,由此夹持住了在构件 512 和构件 526 之间的股骨 506,那么在构件 512 和构件 526 之间的间隙 538 就可能余留下来。间隙 538 表征了股骨 506 的直径和组合起来的构件 512 和构件 526 的直径的差异。因此,即使是对于不规则的直径,本方法也允许置换构件的外部边界模仿本来的骨的外部直径。根据本发明,构件 512 和 526 可以构造为使间隙 538 不会位于负载线上。如果需要的话,外科医生可以用可接受的材料例如在这里就骨潮所描述的材料填充这个间隙。

[0231] 因此,通过提供多个切割块而每个块都为了特别的构件而进行了优化,并且通过使用构件例如构件 512 和 526,定制的装配可以对于患者实现,而不用考虑患者的膝关节尺寸。因而,根据本发明的系统和方法,可以对所植入的构件的尺寸进行定制。而且,多个切割块每个都可以使骨做好准备以装配具有不同内部几何形状的构件。因而,就为了特别的患者而对每次切除进行优化而言,外科医生具有额外的自由。而且,通过使用构件例如构件 512 和 526,股骨构件可以夹持到骨,由此改善了构件固定到骨。

[0232] 根据可选择的方法,股骨做好了通过在股骨内进行一系列平行的切割而接收植入件的准备。典型地,骨通过在骨上确定盒子的位置而做好准备,并且引导件被选择出来并且

定位在盒子内。构造为装配在盒子内的引导件距离盒子的侧面某个距离。许多引导件是可用于在盒子内使用的,构造为装配在盒子内的每个引导件距离盒子的侧面的距离都是不同于其它引导件的。因而,引导件是基于所要切除的骨的量而选择出来的。在进行切除之后,盒子得以移动,以再一次进行切割。

[0233] 然而,根据本发明的一个实施例,第二平行切割通过在移动盒子之前使用第二引导件而得以进行。这是有益的,因为一旦盒子定位下来,进行平行于第一切割的额外切割就通过简单地使用额外的引导件而得以容易地实现。

[0234] 通过提供带有多个平行内部表面的置换构件,这种方法是能够实施的。在图 78 中,显示了两个这样的构件。所显示的 PFJ 540 和单一髌构件 542 是当植入在股骨(未显示)上的时候它们可以定位下来。PFJ 构件 540 包括内部表面 544、546 和 548。单一髌构件 542 包括内部表面 550、552、554 和 556。在这个实施例中,PFJ 540 的内部表面 544、546 和 548 分别平行于单一髌构件 542 的内部表面 550、556 和 554。因而,例如当盒子定位下来以在与内部表面 544 适应的股骨内进行切割的时候,通过使用第二引导件,在没有移动盒子的情况下,在与内部表面 550 适应的股骨内切割也可以进行。

[0235] 根据再一种方法,随着许多间隔开来的外科手术过程,股骨假体系统渐进地植入到患者的股骨内。参考图 79A,在第一外科手术过程期间,切口 551 形成在患者的腿 553 内。如图 79B 所示,患者的股骨 555 所包括的发生病变的部分 557 大体上位于股骨 555 的髌股关节区域 559 内。因此,在第一外科手术过程期间,发生病变的部分 557 与最小量的健康骨一起切除下来。接下来,如图 79C 所示,髌股关节置换构件 561 前进经过切口 551,并且植入到髌股关节的切除过的区域内。然后,如图 79D 所示,切口 551 闭合起来。

[0236] 在第二外科手术过程期间,如图 79E 所示,切口 563 形成在同一名患者的同一条腿 553 内。在这个例子中,切口 563 形成在腿 553 的与切口 551 的相对侧,从而允许进入图 79F 所示的内侧髌 567 的发生病变的部分 565。如图 79G 所示,在发生病变的部分 565 与在内侧髌 567 内的最小量的健康骨一起切除下来之后,内侧髌置换构件 569 植入在内侧髌 567 内。

[0237] 根据本发明的原理,内侧髌构件 569 植入在内侧髌 567 内使之邻近髌股构件 561 但与其间隔开来。可选择地,内侧髌构件 569 可以植入在内侧髌 567 内使之邻近髌股构件 561 并且与其邻接起来。在每种情况下,可以整合到构件的间隔件可以用于减少磨损碎屑的产生,并且无需对髌股构件 561 进行去除或置换。

[0238] 本领域的那些普通技术人员应该意识到的是,前述过程可以颠倒,从而使髌构件在第一过程时植入而髌股关节构件在第二过程时植入。而且,额外的构件既可以在前述过程时植入,也可以在先于或晚于前述过程的过程期间植入。因而,根据本发明的原理,外科医生只需要对股骨的发生病变的部分进行置换。此外,在稍后股骨的另一个部分发生病变的情况下,新发生病变的部分可以被置换下来,而不用清除先前所植入的构件。

[0239] 在再一个实施例中,假体系统在体外组装起来,然后作为一个单元植入进来。根据这种方法,如图 80A 所示,切口 900 形成在腿 902 内。切口 900 使图 80B 所示的股骨 904 暴露出来。在进行了任何希望的测量之后,股骨 904 的所要切除的部分被确定下来,并且像虚线 906 所标示的那样,进行切割的位置被确定下来。然后,进行切除股骨 904,呈现了图 80C 所示的构形。

[0240] 在确定了股骨 904 的所要切除的部分的同时,PFJ 构件 908(查看图 80D)优选地

从包括尺度多样化的多种 PFJ 构件的套件选择出来。PFJ 构件 908 包括外部关节连接表面 910、内部骨安装表面 912 和包括连接件接收件（未显示）的侧面 914。所选择的 PFJ 构件 908 精准地近似于在健康状态下的股骨 904 的 PFJ 部分的几何形状。

[0241] 具有外部关节连接表面 918、内部骨安装表面 920、包括连接件接收件（未显示）的侧面 922 和弹性连接件 924 的髌构件 916 也被选择出来。在这个例子中，弹性连接件 924 包括整合形成的间隔件 926。

[0242] 然后，通过使用弹性连接件 924，例如通过将弹性连接件 924 插入到在 PFJ 构件 908 的侧面 914 和髌构件 916 的侧面 922 内的连接件接收件（未显示）内，PFJ 构件 908 和髌构件 916 连接起来。将 PFJ 构件 908 和髌构件 916 连接起来，这形成了图 80E 所示的假体系统 928。在假体系统 928 内，通过弹性连接件 924，PFJ 构件 908 弹性地连接到髌构件 916 但与其间隔开来。

[0243] 然后，假体系统 928 插过切口 900，并且安装到股骨 904 上。因此，如图 80F 所示，PFJ 构件 908 的骨安装表面 912 和髌构件 916 的骨安装表面 916 安装在股骨 904 上。另外，PFJ 构件 908 的侧面 914 与髌构件 916 的侧面 922 相对。然而，由于在弹性连接件 924 上的间隔件 926，大体上由箭头 930 标示出来的间隙存在于邻近的 PFJ 构件 908 和髌构件 916 之间。间隙可以用任何可接受的填充物材料例如骨蜡或骨粘结剂填充。如图 80G 所示，方法以使切口 900 闭合起来为结束。

[0244] 引导件和器具

[0245] 传统地，使骨做好用于全或部分膝关节假体的准备，这有赖于在上面所讨论的盒子和引导件与振荡锯和刀片的一起使用。因而，对图 81 所示的缺陷区域 558 进行处理的外科医生可以传统地在股骨 560 上像虚线 562 所标示的那样进行切割，这将髌 564 的整个前面部分切除下来。对于传统的置换构件，这种切除措施是非常有效的。然而，这样的措施切除了很大的骨的健康区段。

[0246] 为了提供比可用传统工具得到的灵活性更大的灵活性，近来发展出了在清除骨时使用其它类型的器具的倾向。这样的工具包括高速磨锥、锉刀、骨凿和剝刨器。由这些新使用的工具提供的增加了的灵活性包括将外科切除限制成只是针对骨的那些事实上需要置换的区域的能力。因而，参考图 81，对股骨 560 的切除可以被限制成针对缺陷区域 558 和很少量的健康骨。由于对骨的切除可以被限制成针对相应于所选择的构件的区域，所以对于上述多种构件，这种能力是令人满意的。

[0247] 本发明包括许多可以使用以有助于进行这样的切除的引导件。在图 82A 中，显示了一个这样的引导件。引导件 566 包括销 568、引导表面 570 和潮标记 572。销 568 用于将引导件 566 锚定在骨内。通过使用计算机辅助的外科手术，可以将引导件 566 定位在骨内。潮标记 572 用于将引导件 566 插入到骨内的深度标示出来。通过使用计算机辅助的建模，可以是可擦掉的潮标记 572 可以被确定下来。现在参考图 82B，引导表面 570 大体上确定尺寸并且确定轮廓为匹配置换构件例如图 82C 所示的构件 574 的曲率和大体形状。

[0248] 参考图 81，对引导件 566 的示范性使用进行了说明。初始地，对缺陷区域 558 和股骨 560 进行建模。基于这种建模方法，得以确定下来的是，置换构件 574 稍大于缺陷区域 558，并且匹配在缺陷区域 558 附近的股骨 560 的大体轮廓。因而，所确认的与构件 574 相关联的引导件 566 作为所要使用的合适的引导件。因此，作为构件 574 的厚度的函数，潮标

记 572 在引导件 566 上的部位被确定下来。在这个实施例中,系统还可以确认与引导件 566 一起使用的磨刀头部尺寸。

[0249] 如图 83 所示,在用潮标记 572 标记了引导件 566 之后,引导件 566 插入到股骨 560 内。将引导件 566 放置到股骨 560 内,这是可以用计算机辅助的。所确认用于使用的磨刀头部例如图 84 所示的磨刀头部 576 插入到高速磨刀工具 578 内。高速磨刀工具 578 包括引导表面支架 580 和滚子 582。然后,高速磨刀工具 578 得以供能,并且引导表面支架 580 放置在引导表面 570 上,而滚子 582 在引导件 566 的侧面。然后,像由在图 85 中的箭头 584 所标示出来的那样,外科医生引导高速磨刀工具 578 使之围绕引导件 566 的外围,如图 83 所示,这在股骨 560 内形成了围绕缺陷区域 558 的通道 586。通道 586 可以在进行一次连续切割时或在进行一系列切割时形成。然后,外科医生移开引导件 566,并且以通道 586 的深度将在由通道 586 限定的区域内的骨切掉。

[0250] 如上所述,引导件 566 大体上在置换构件 574 的形状内。因而,选择尺寸合适的磨刀头部,这使通道 586 的外部壁符合置换构件 574 的尺寸和形状,同时完全地将缺陷区域 558 的外部边界切掉。而且,通过将引导件 566 插入到潮标记 572 的深度并且插入到引导表面支架 580 在磨刀头部 576 的底部之上的高度,切除的深度被确定下来。因而,所确定的切除的深度可以符合置换构件 574 的厚度。

[0251] 通过提供不同尺寸的磨刀头部,单个的引导件可以与不同宽度和不同高度的不同置换构件一起使用。可选择地,在高速磨刀工具 578 的滚子 582 的边缘和磨刀头部 576 的外围之间的隔开距离可以是可发生变化的,以实现相同的功能性。类似地,引导表面支架 580 的高度可以是可调整的,以进行不同深度的切除。器具也可以构造为侧切割器具例如图 86 所示的侧切割工具 588。侧切割工具 588 包括构造为接受引导表面 592 的通道 590。在一些实施例中,引导表面 592 的形式为围绕引导件的外围的连续的脊。

[0252] 相关领域的那些普通技术人员应该意识到的是,引导表面的外周边可以形成多种形状,以适应多种形状的置换构件。另外,外周边可以包括在多条轴线上的曲率,以例如能够在骨的球形区域上使用。这些扩展的内容和其它扩展的内容在本发明的范围内。

[0253] 在图 87 中,显示了引导件的可选择的实施例。引导件 594 为冲压引导件。引导件 594 包括外部切割边缘 596 和多个内部切割边缘 598。为了使说明明了,图 88 显示了内部切割边缘 598 移开的引导件 594。外部切割边缘 596 确成形状为符合置换构件的外部形状。外部切割边缘 596 的高度符合置换构件的厚度。内部切割边缘 598 中的每个都可以分别确成形状并且确定尺寸为符合置换构件的内部轮廓和厚度。因而,当被迫靠在骨上的时候,外部切割边缘 596 和内部切割边缘 598 中的每个都切割到骨内。然后,引导件 594 可以移开,在骨内留下一系列符合置换构件的形状、轮廓和厚度的切痕。通过使用工具以将骨切掉下至切痕的水平,骨可以被切除成接收置换构件。在可选择的实施例中,引导件只包括外部切割边缘 596。

[0254] 根据多种可选择的方法,可以有助于放置冲压引导件。一种方法使用图 89 所示的设备。引导件 600 包括围绕引导件 600 的外围的切割边缘 602 和引导孔 604 和 606。引导件 600 还可以包括内部切割边缘。所显示的引导件 600 插入到分别延伸经过孔 604 和 606 的销 608 和 610 上。在实施时,销 608 和 610 插入到骨内。然后,引导件 600 定位在销 608 和 610 之上,使孔 604 和 606 与销 608 和 610 对准。然后,引导件 600 靠在骨上进行移动。

因而,引导件 600 位于想要的位置。然后,使用引导件 600 的方法可以以类似于参考引导件 594 而描述的方式进行。

[0255] 通过引导件 600 形成的切痕的深度可以以许多途径确定下来。例如,通过切割边缘 602 的深度、通过在切割边缘 602 上标记想要的深度、通过在销 608 和 610 上的潮标记或通过在销 608 和 610 上提供引导件 600 不能移动超过的停止件,切痕的深度可以被确定下来。通过使用计算机辅助的外科手术或其它成像辅助的技术,可以将销 608 和 610 放置好,以确保切痕的深度和部位是适当的。

[0256] 可选择地,先前所植入的其在股骨上的位置是已知的构件可以与销引导件一起使用,以将所使用的销放置成对准引导件。参考图 90,对这样的销引导件进行了讨论,在其中,单一试验构件 612 植入在股骨 614 内。单一试验构件 612 包括孔 616 和 618。

[0257] 在图 90 中,也显示了销引导件 620。在这个实施例中,销引导件 620 包括摆动臂 622、基座臂 624 和销引导孔 626 和 628。基座臂 624 构造为插入到单一试验构件 612 的孔 616 内。而且,基座臂 624 和孔 616 构造为使基座臂 624 相对于单一试验构件 612 的取向的取向是已知的。这样的构形可以包括键-锁构形或在基座臂 624 上的与在单一试验构件 612 上的标记对准的简单标记。基座臂 624 还可以是可调整高度的,从而顾及到骨的曲率。

[0258] 为了确定摆动臂 622 相对于基座臂 624 的想要的取向,机构也可以被提供。这可以是在一个臂上的参考标记和在另一个臂上的一系列数字。因此,销引导件 620 相对于股骨 614 的精确取向得以实现。

[0259] 特定地,对股骨 614 进行建模,这提供了股骨 614 的几何形状。对单一试验 612 进行成像并且随后对其进行建模,这提供了孔 616 相对于股骨 614 的确切位置。因为基座臂 624 的高度和取向是已知的,并且因为摆动臂 622 的长度和取向是已知的,所以销引导件 620 相对于股骨 614 的精确位置是已知的。因此,销可以经过销引导孔 626 和 628 精确地插入到股骨 614 内。

[0260] 可选择地,在对股骨 614 进行任何切除之前,临时构件可以放置在股骨 614 上。在本发明的这种可选择的方法中,一旦临时构件放置好了,它就被成像。因而,对于 PFJ 构件或髌构件的任一个或对于二者,通过临时构件,以类似于上述放置 PFJ 引导销的方式,可以对引导销的放置进行引导。相关领域的那些普通技术人员应该意识到的是,通过使用这种方法,任何数量的构件引导销可以放置。

[0261] 对于在骨的平坦表面内进行切割,某些器具是非常有用的。作为例子,图 91 所示的锯 630 包括连接到杆 634 的研磨梢 632。两个引导栓 636 和 638 位于锯 630 的壳 640 上。杆 634 从一侧移动到另一侧(如图 91 所示在上下方向上)。轴线 642 和 644 显示了杆 634 经过每个运动周期所扫过的弧形的外部限度。

[0262] 因此,当在垂直于壳 640 的轴线的方向上例如在箭头 646 方向上使锯 630 移动的时候,在只在骨之上经过一次的情况下,骨可以只被切割到尺度 A-A 所标示的深度。在这里,这被指代成“经过深度”。由于较长的头部扫过较大的弧形,所以经过深度可以通过提供不同尺寸的研磨头部而得以调整。而且,锯可以取向为沿着行进的方向或正交于行进的方向进行切割。因而,基于在锯内的研磨头部的构形,单个的研磨头部可以用于进行两种不同宽度的切除。

[0263] 锯 630 可以与图 92 所示的引导件 648 一起使用,以在骨内切割到特定的深度,包

括大于单个经过深度的深度。引导件 648 包括通道 650。在这个实施例中包括大体上平行的子通道 652、654 和 656 的通道 650 大体上是蜿蜒的。子通道 652、654 和 656 以等于带有特别研磨头部的锯 630 的经过深度的距离间隔开来。子通道 652 通过端部通道 658 结合到子通道 654, 而子通道 654 通过端部通道 660 结合到子通道 656。因此, 通道 650 从通道进口 662 到通道终止处 664 是连续的。

[0264] 通过确认骨的所要切除的区域, 开始与引导件 648 一起操作锯 630。然后, 用于锯 630 的研磨梢被选择出来。一旦研磨头部被选择出来, 经过深度就是已知的了, 并且合适的引导件 648 也可以被选择出来。

[0265] 在本发明的范围内所预想到的是, 提供由子通道和弯曲件组成的可以用于构建用于与特定切除一起使用的特定引导件的套件。当在计算机程序的辅助下实施这种方法的时候, 程序可以被设计成用于对引导件进行设计。在任何情况下, 一旦经过深度是已知的, 引导件子通道间距就可以确定下来。引导件通道间距被选择出来, 从而使在引导件的邻近的子通道之间的距离不大于研磨头部的经过深度。在一个实施例中, 子通道间距是引导件使邻近的子通道分开的壁的厚度的函数。

[0266] 因而, 套件可以提供多个彼此可以接附起来的子通道构件。子通道构件可以包括多种用于多种骨区域的几何形状。因而, 弯曲的子通道区段可以用于围绕股骨的头部进行切除, 而相对直的子通道可以用于对限制于髌的一个区域进行切除。基于对骨和所要切除的区域进行建模, 计算机程序可以用于确认所要使用的子通道和弯曲件, 并且用于确认引导件的构件的构形。

[0267] 一旦引导件 648 组装起来或选择出来, 它就接附到所要切除的骨, 而通道进口 662 取向成远离所要切除的骨。引导件 648 位于在骨之上的某个高度, 从而当引导栓 636 和 638 在子通道 652 内并且靠在最接近骨的子通道 652 的壁上的时候, 研磨梢以一个经过深度的距离或小于一个经过深度的距离延伸到骨内。将引导件 648 接附到骨可以通过使用夹子而得以实现, 而放置引导件 648 可以通过计算机引导的外科手术得以实现。

[0268] 然后, 引导栓 636 和 638 插入到通道进口 662 内, 并且锯 630 得以供能。然后, 外科医生沿着通道 650 移动锯 630 使之经过子通道 652。当引导栓 636 和 638 都在端部通道 658 内的时候, 锯 630 可以下降到子通道 654, 并且另一次经过可以在所要切除的区域之上进行。

[0269] 如果所要切除的区域比锯 630 所可能进行的切割宽, 那么邻近引导件 648 的第二引导件就可以使用, 或引导件 648 可以再次确定位置, 以在骨之上进行第二组经过。

[0270] 图 93 显示用于与具有在锯的壳的相对侧上的引导销的锯一起使用的引导件的可选择的实施例。在这个实施例中, 引导件 666 所包括的通道 668 是弯曲的, 以符合股骨 670 的下部表面。如图 94 所示, 引导件 666 还包括通道 672。通道 668 和 672 位于凹穴 674 的每侧。因此, 为了使用引导件 666, 锯的相对的引导销分别插入到通道 668 和 672 内, 并且研磨梢和锯插过凹穴 674 的开口。

[0271] 在一个实施例中, 通道 668 和 672 等同地构造为进行统一的切割。然而, 如果想要的话, 子通道的长度和间距可以被选择, 以使所提供的切痕的形状和深度从切痕的一侧到切痕的另一侧是不同的。

[0272] 在图 95 中, 显示了可以与合并了本发明的特征的引导件一起使用的线锯。锯 676

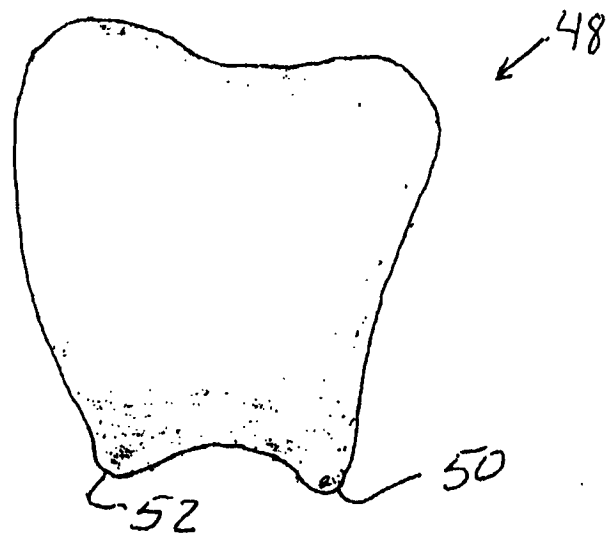
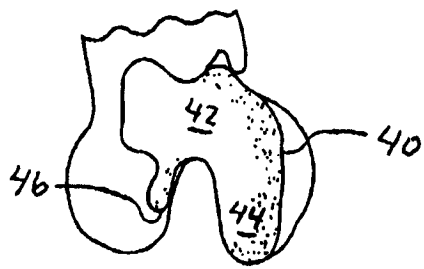
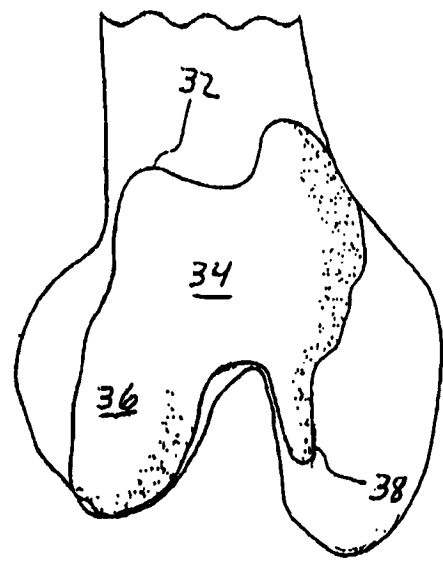
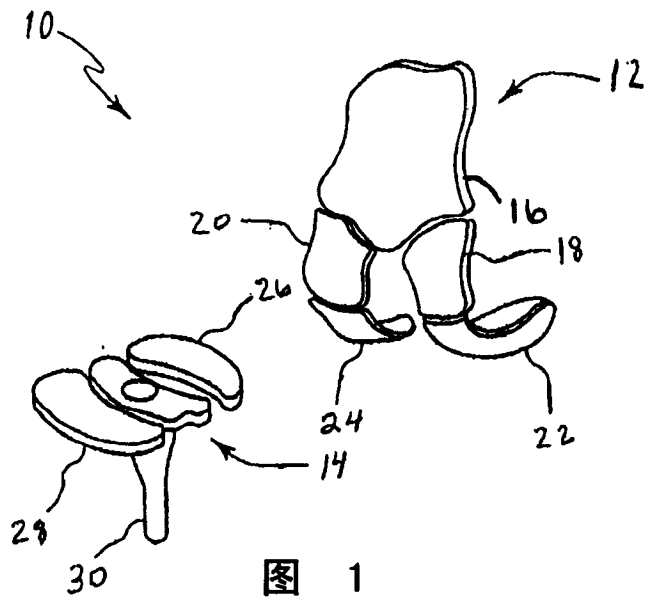
包括把手（未显示）、引导平台 678、引导销 680 和线 682。锯 676 还可以包括用于使线 682 移动的装置，例如往复装置或转动装置。锯 676 可以与在图 96 中被显示成接附到股骨 686 的引导件 684 一起使用。引导件 684 包括图 97 所示的通道 688 和通道 690。

[0273] 在操作时，引导销 680 插入到通道 688 和 690 内，而引导平台 678 停留在通道 688 和 690 的顶部上。在图 98 中，这被更清楚地显示出来。停留在大体上平行的通道 688 和 690 上的引导平台 678 的相对宽的基座确保线 682 在切除期间保持垂直于通道 688 和 690。然后，外科医生通过沿着通道 688 和 690 移动锯 676 而对骨进行切割。当锯 676 移动的时候，受制于通道 688 和 690 的引导销 680 和停留在大体上平行的通道 688 和 690 上的引导平台 678 维持线 682 在股骨 686 内在想要的部位。像在图 96 中的虚线 692 所显示的那样，引导件 684 的使用使切除过的表面是平滑弯曲的。

[0274] 通过使用本发明的原理，其它骨表面几何形状是可以得到的。作为例子，锯 676 可以与图 99 所示的引导件 694 一起使用，但不局限于此。引导件 694 的通道 696 包括多个线性的段。因此，像虚线 700 所标示出来的那样，引导件 694 的使用导致股骨 698 的具有小面的切除。这个实施例和其它实施例在本发明的范围内。

[0275] 本领域的那些普通技术人员应该意识到的是，上述系统可以在很多变化广泛的过程中使用。为了显示本发明的一个优点，前述内容描述了一种非常简单的用于将本发明的系统合并到膝关节置换手术内的方法。本领域的那些普通技术人员应该意识到的是，通过本发明，许多可选择的方法是能够实施的，那些可选择的方法在本发明的范围内。

[0276] 尽管通过对示范性的过程和系统构件进行描述阐明了本发明，并且尽管相当详细地描述了多种过程和构件，但申请人不是旨在用这样的细节来约束或限制附加的权利要求书的范围。对于本领域的那些普通技术人员，额外的优点和更改也是显而易见的。因此，就本发明的最广阔方面而言，本发明是不受所显示的和所描述的特定细节、实施情况或说明性例子的限制的。因此，在不偏离申请人的总的发明性构思的主旨或范围的情况下，可以脱离这样的细节。作为例子，除了膝关节之外，在这里所描述的系统还可以应用到其它骨和关节，甚至带有单个关节连接隔室的关节，但不局限于此。这样的骨可以包括胫骨和肱骨。



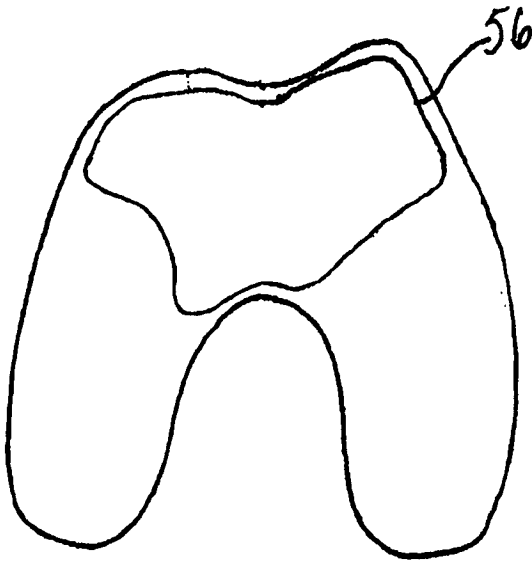


图 6

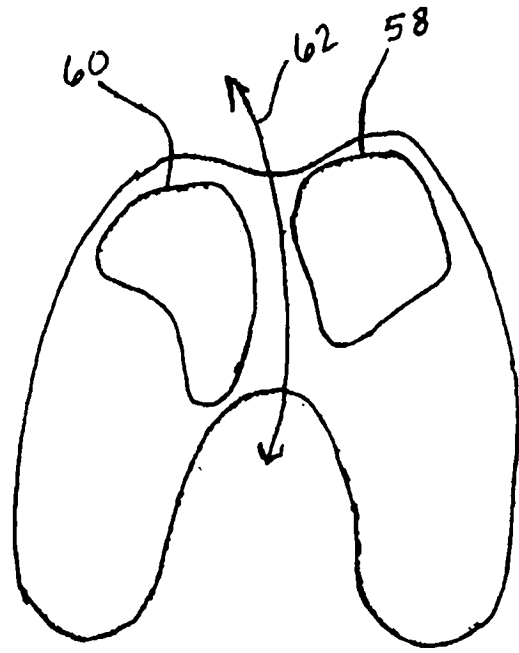


图 7

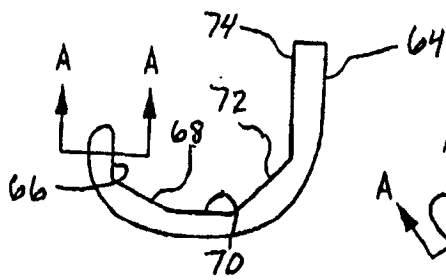


图 8

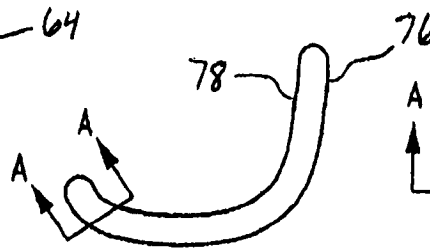


图 9

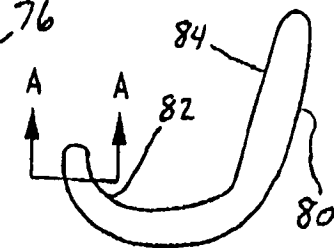


图 10

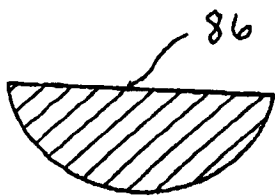


图 11A

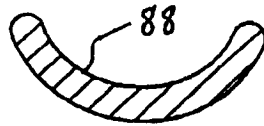


图 11B

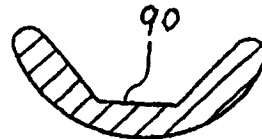


图 11C

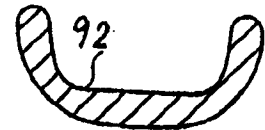


图 11D

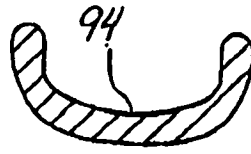


图 11E

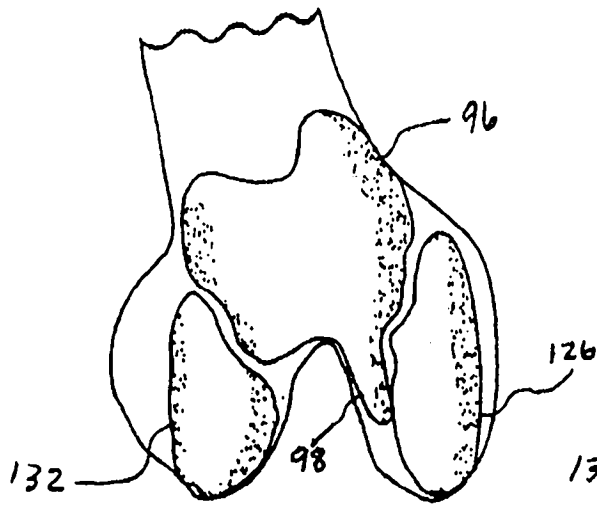


图 12

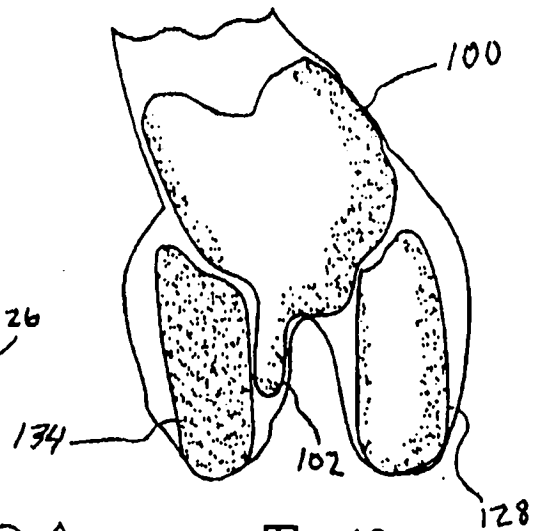


图 13

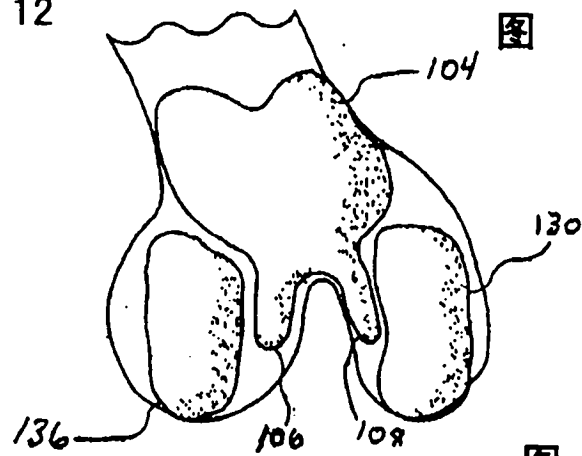


图 14

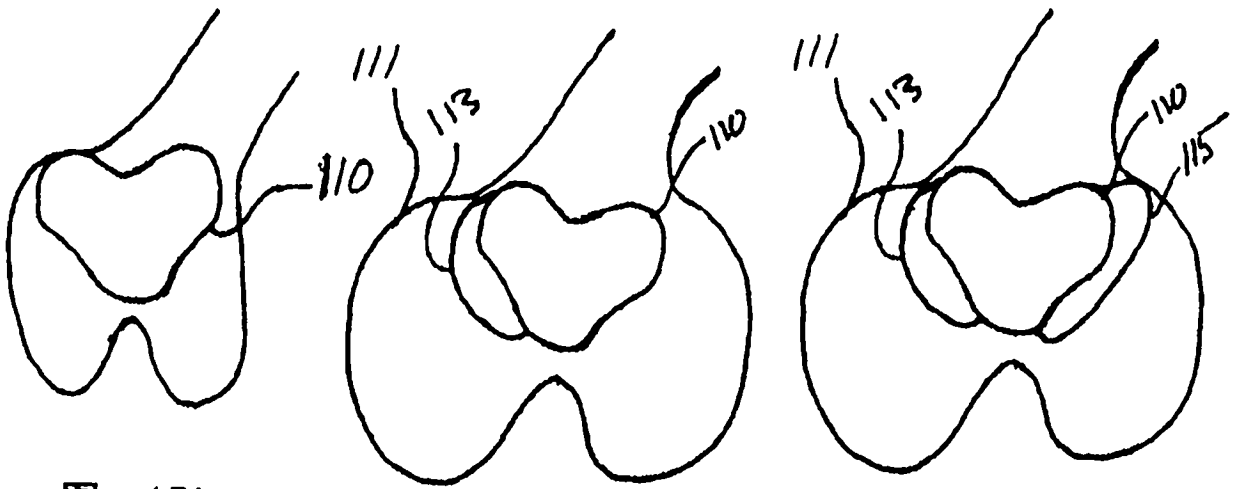


图 15A

图 15B

图 15C

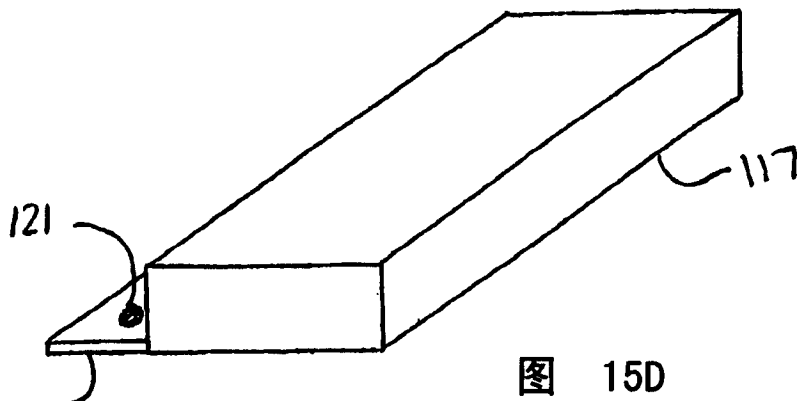


图 15D

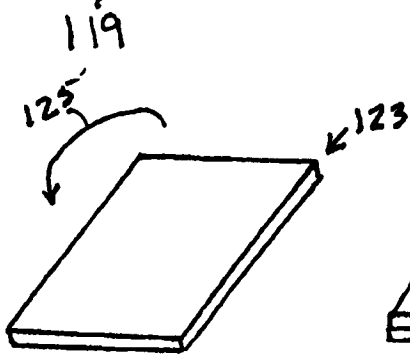


图 15E

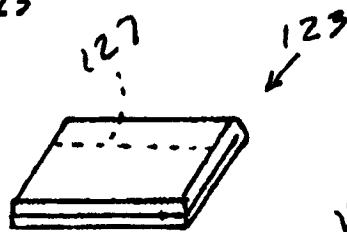


图 15F

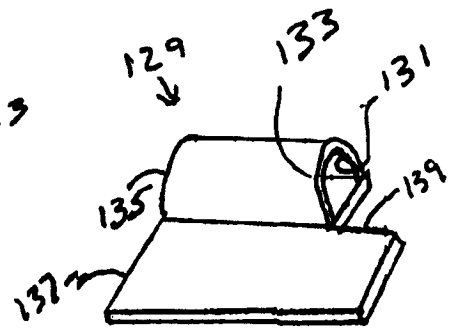


图 15G

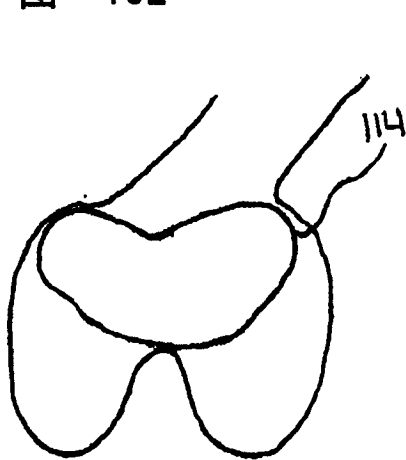


图 16



图 17

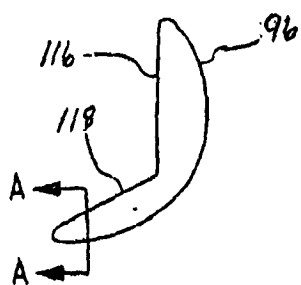


图 18

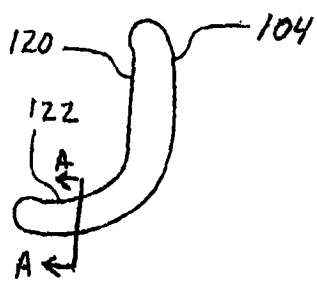


图 19

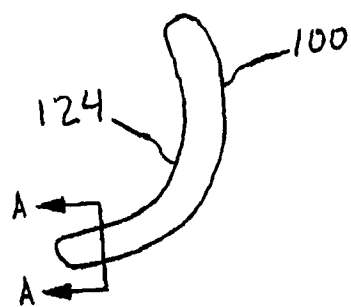


图 20

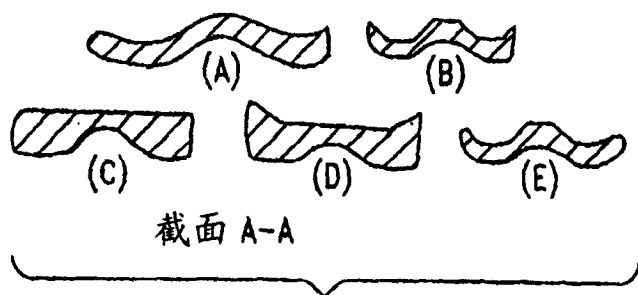


图 21

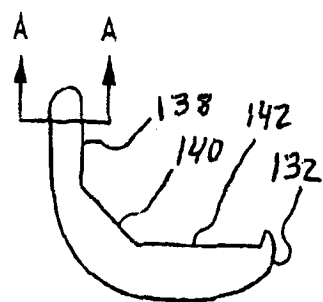


图 22

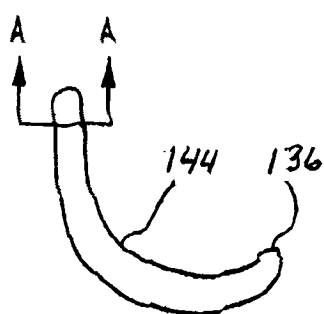


图 23

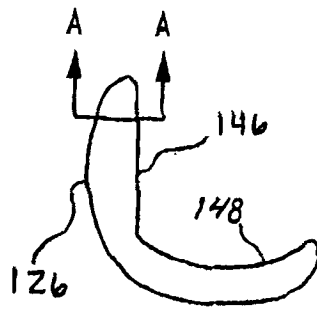


图 24

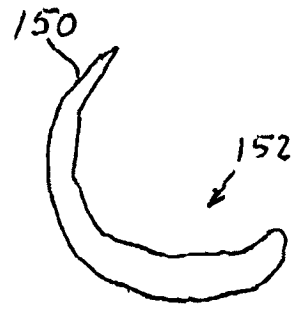


图 25

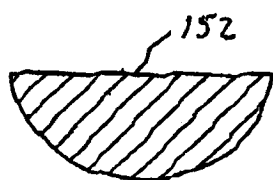


图 26A

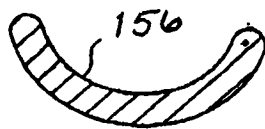


图 26B

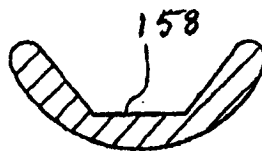


图 26C

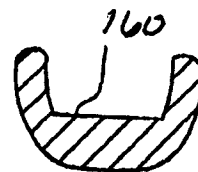


图 26D

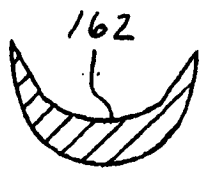


图 26E

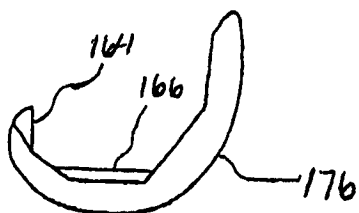


图 27

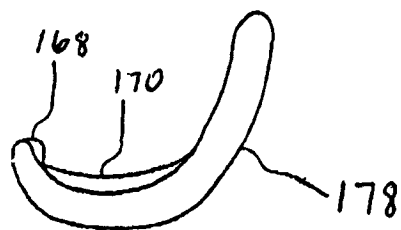


图 28

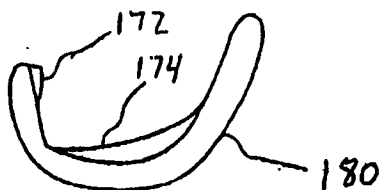


图 29

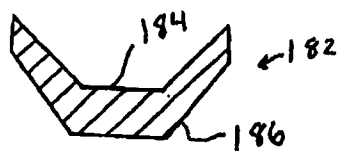


图 30A

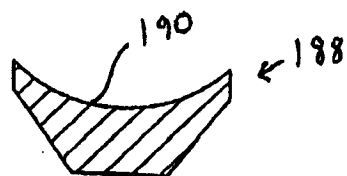


图 30B



图 30C

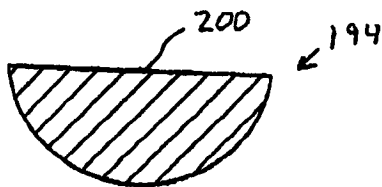


图 30D



图 30E

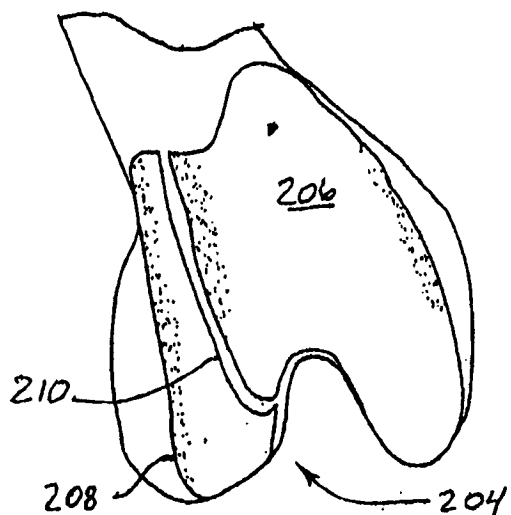


图 31A

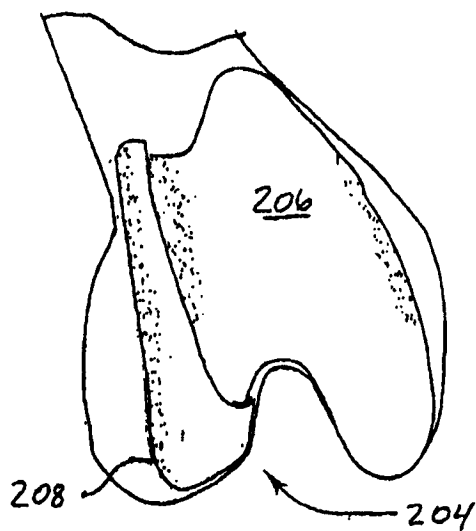


图 31B

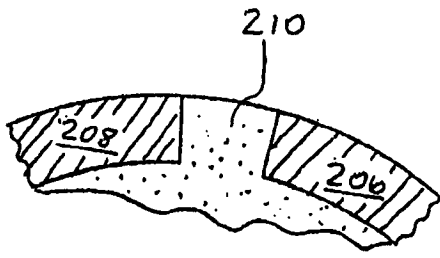


图 32A

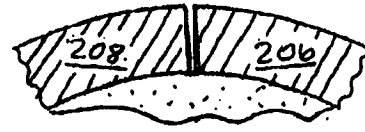


图 32B

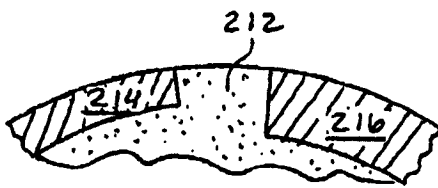


图 33

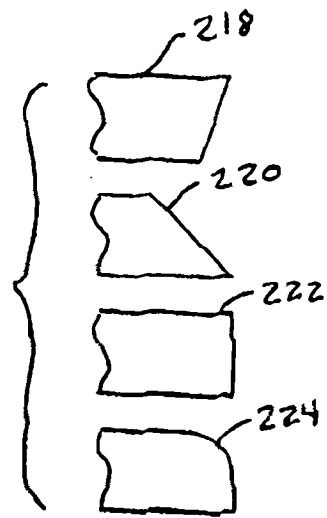


图 34

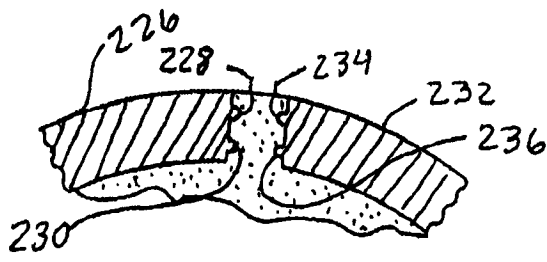


图 35A

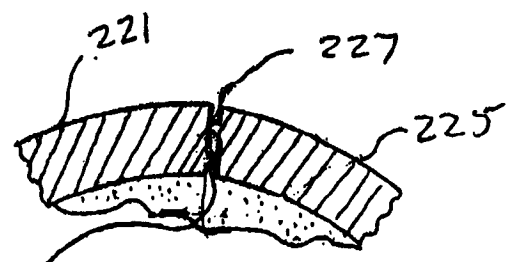


图 35B

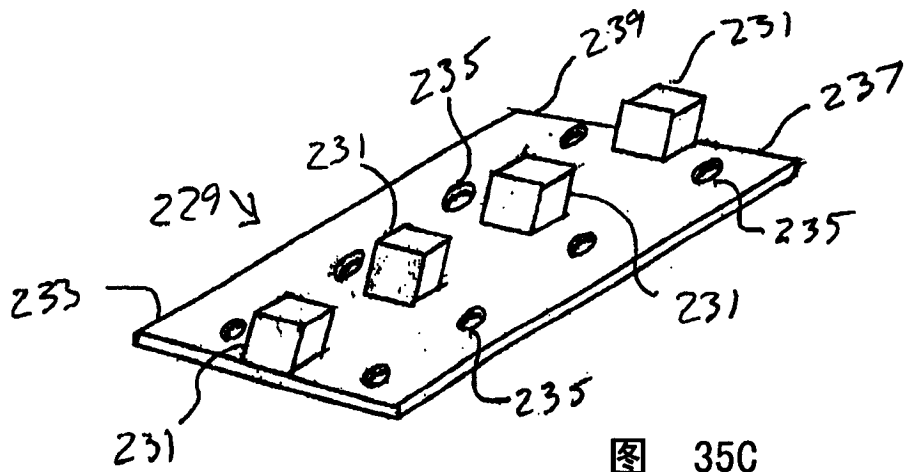


图 35C

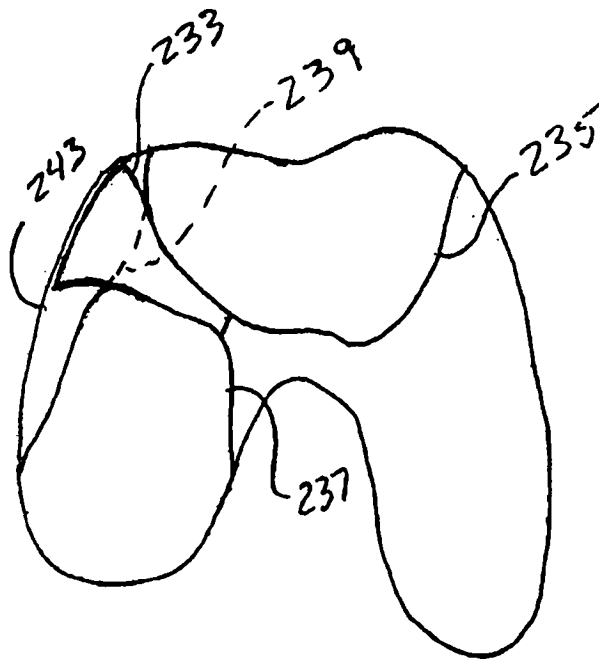


图 35D

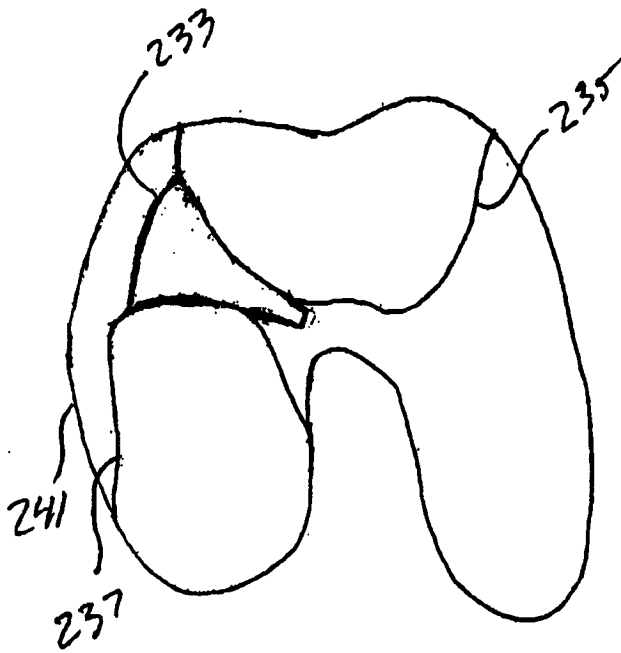


图 35E

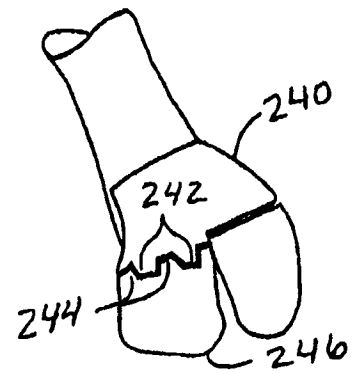


图 36

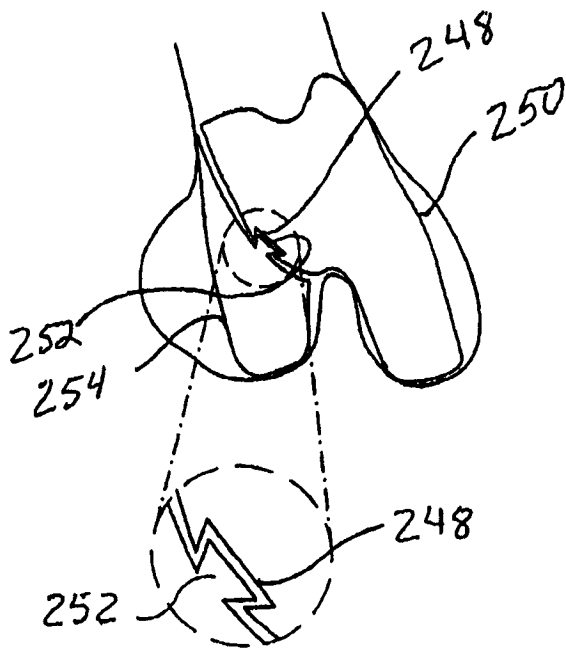


图 37

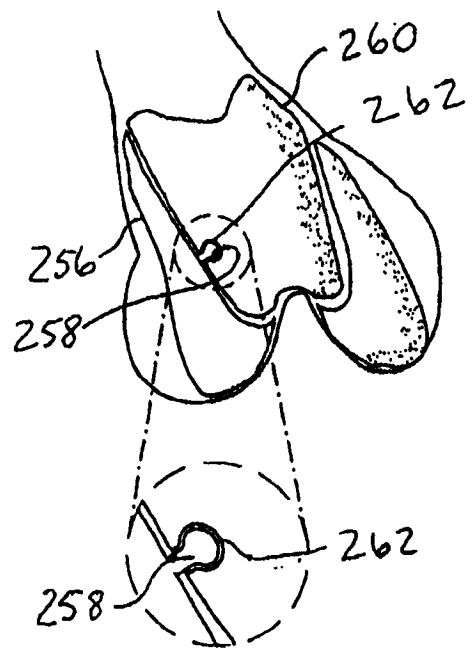


图 38

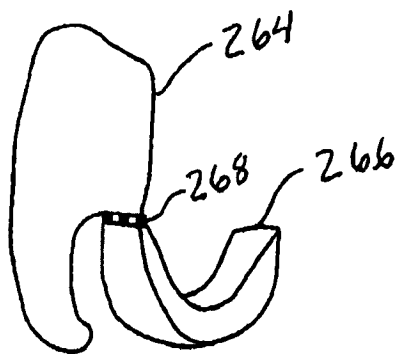


图 39

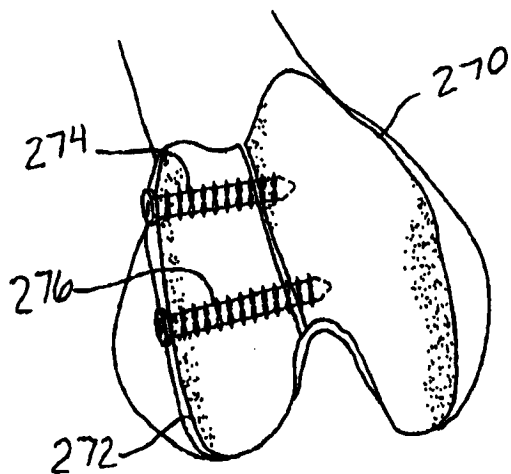


图 40

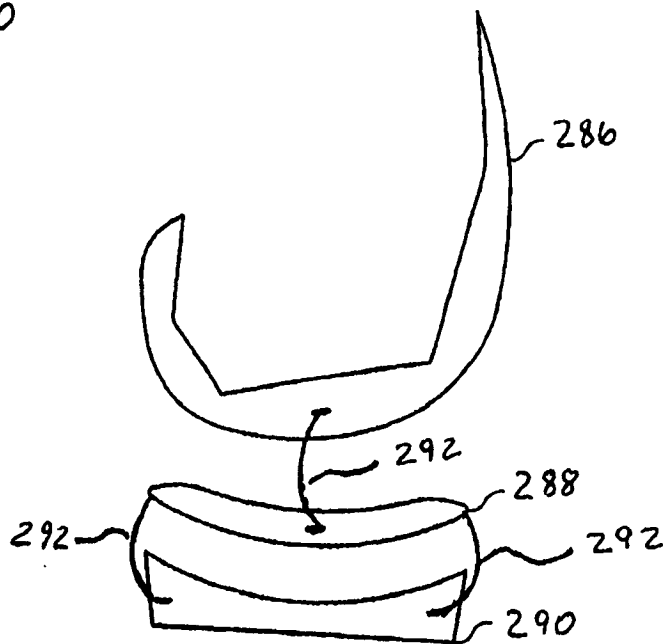


图 42

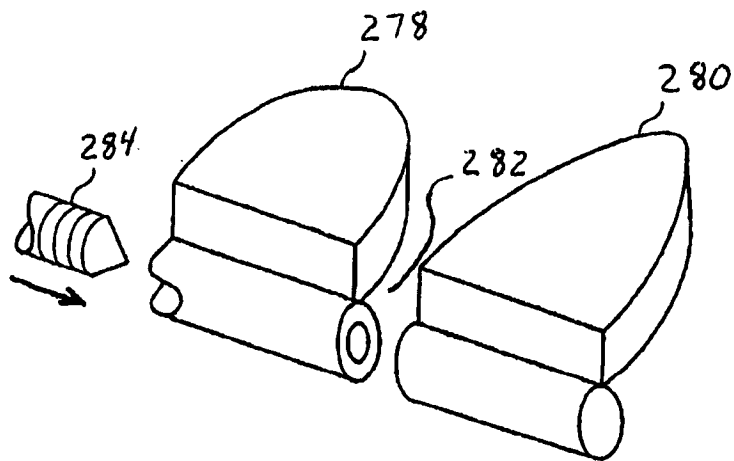


图 41

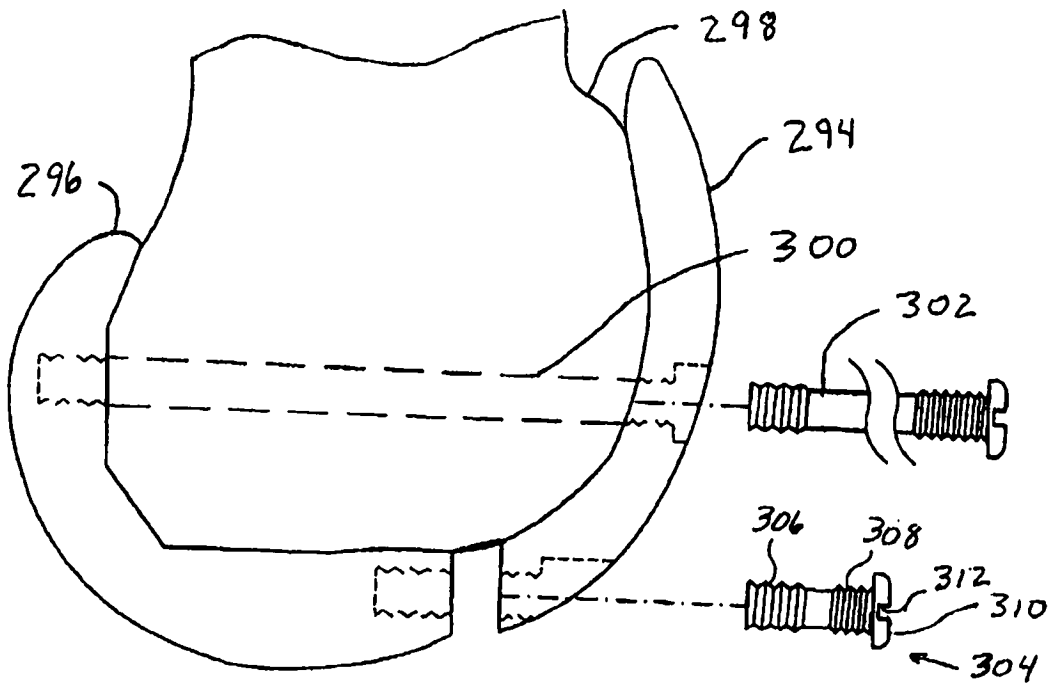


图 43

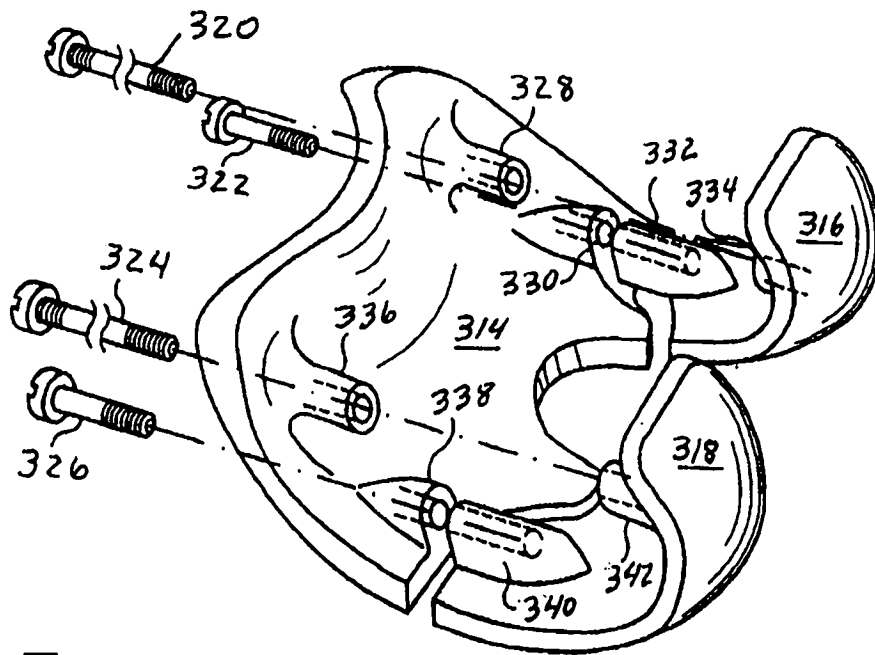


图 44

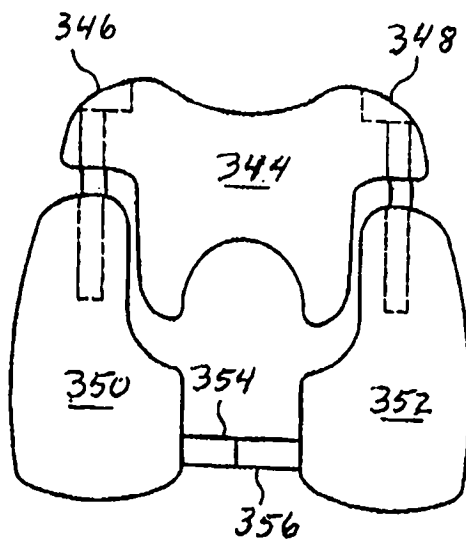


图 45

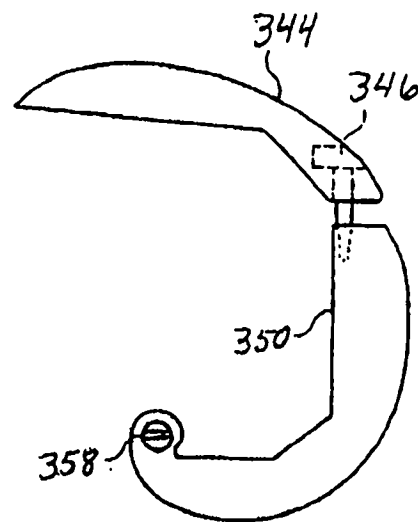


图 46

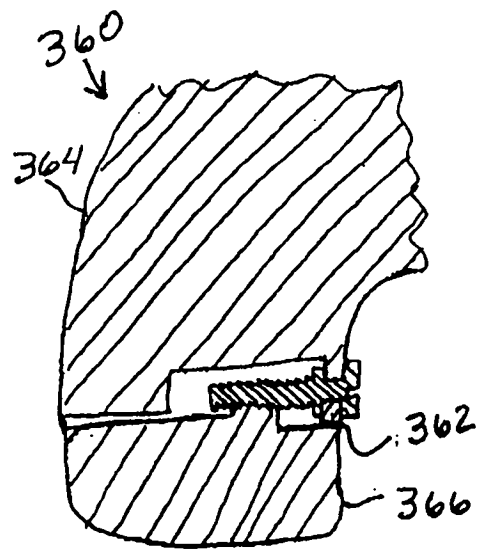


图 47

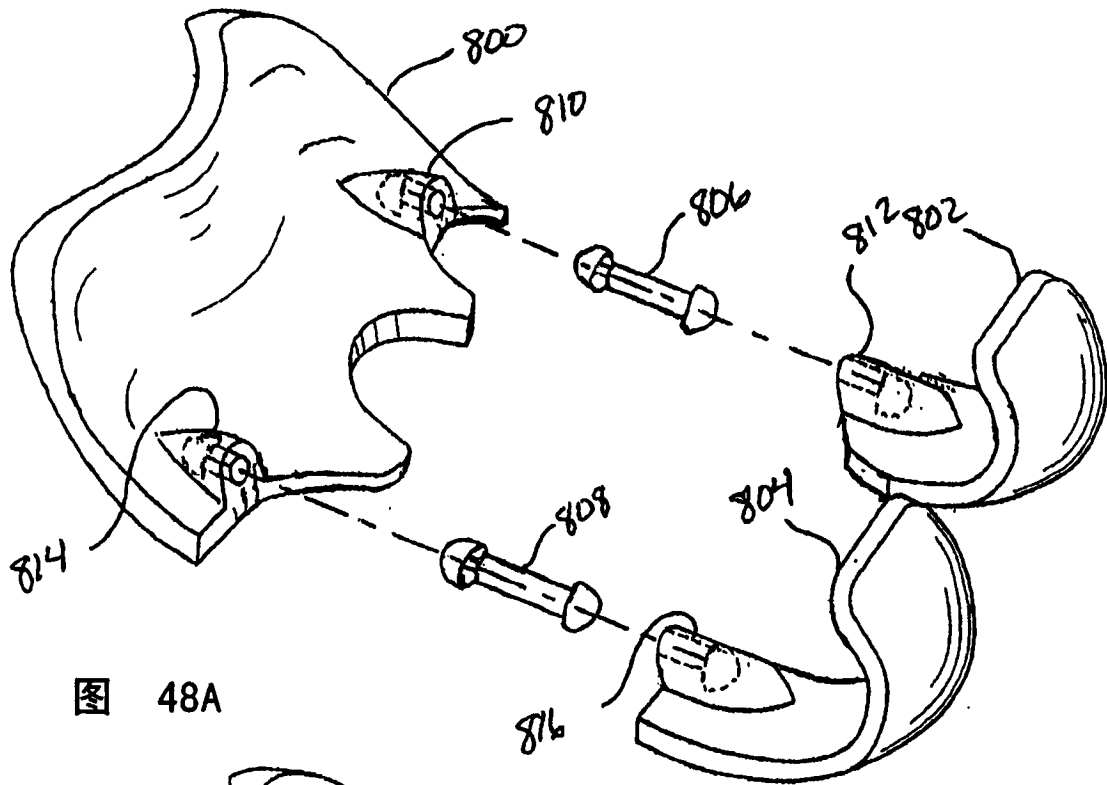


图 48A

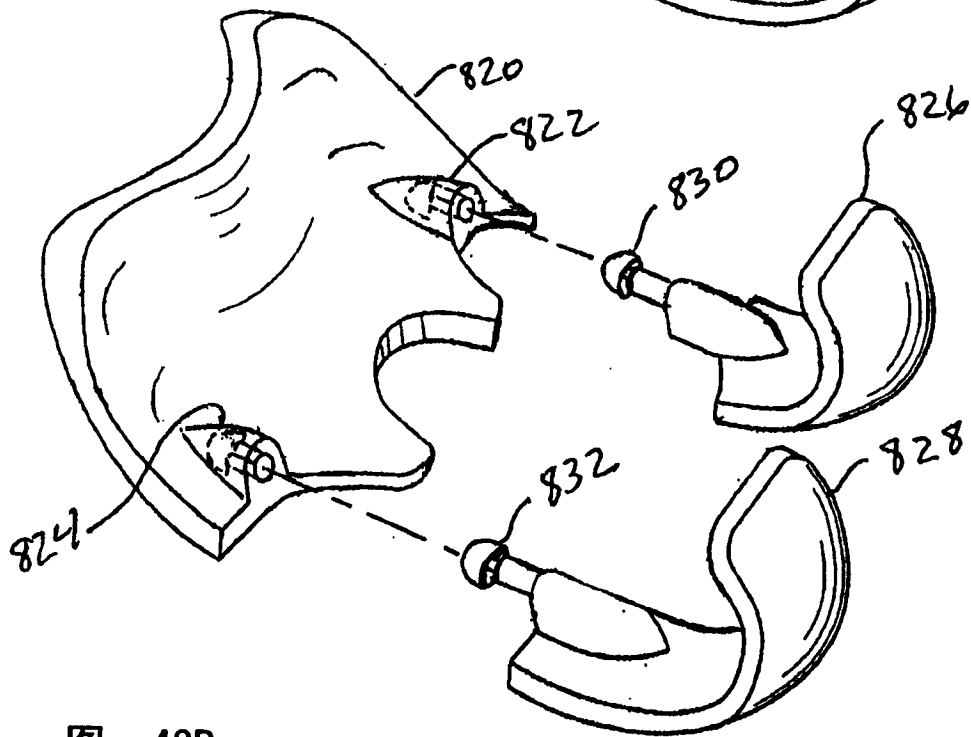
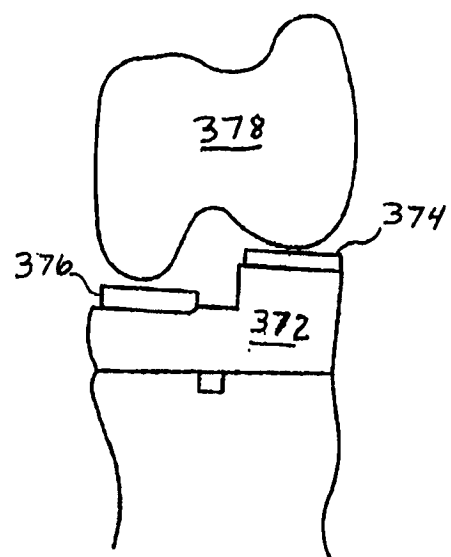
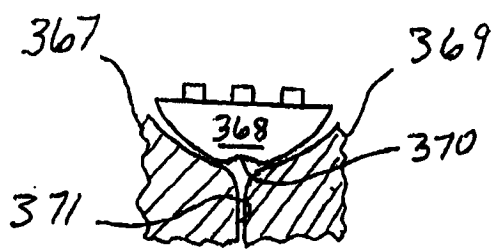
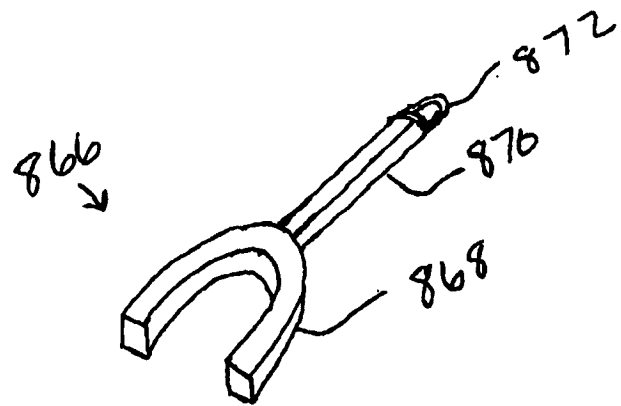
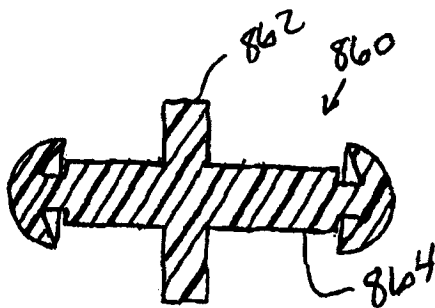
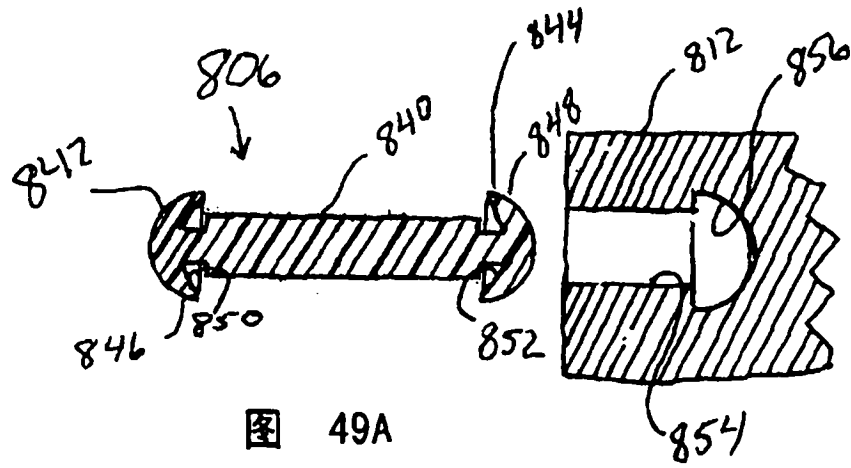


图 48B



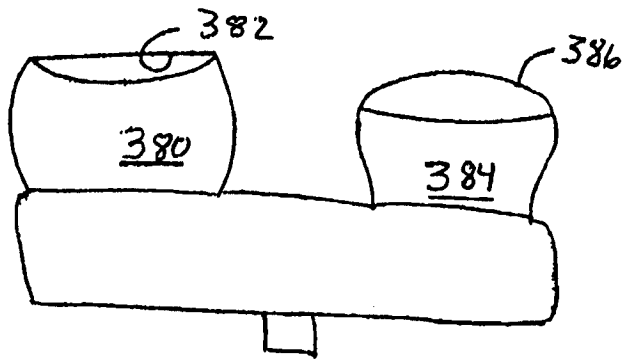


图 50C

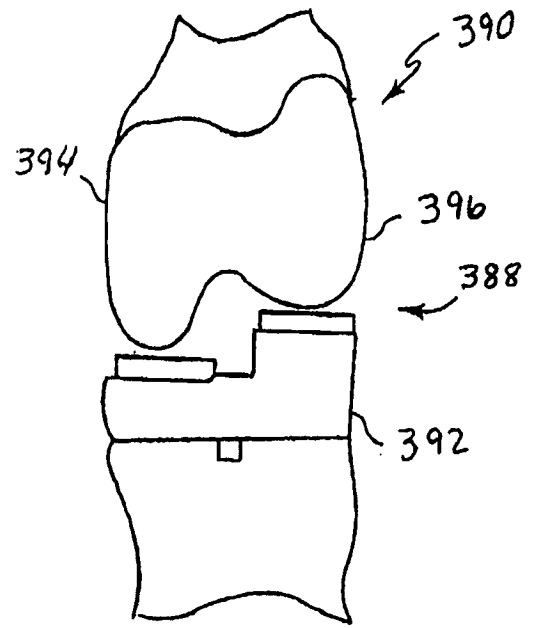


图 51

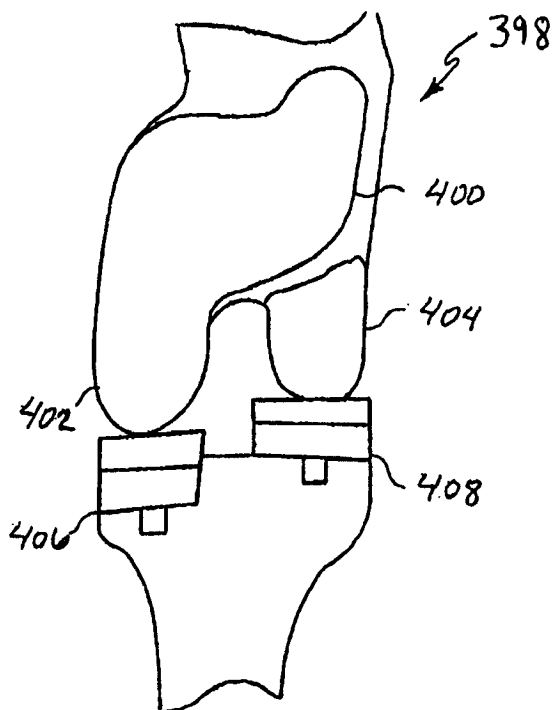


图 52

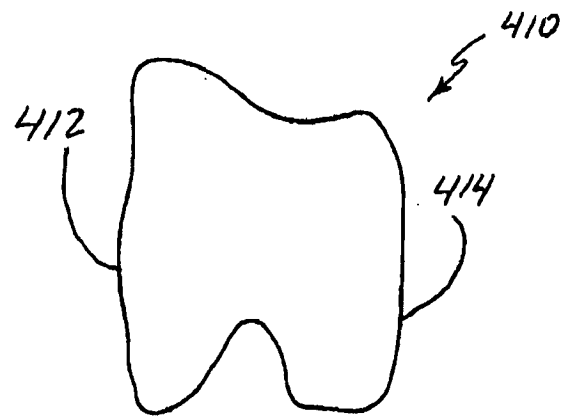


图 53

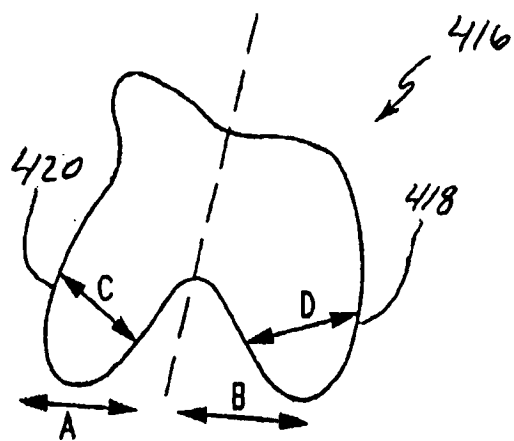


图 54

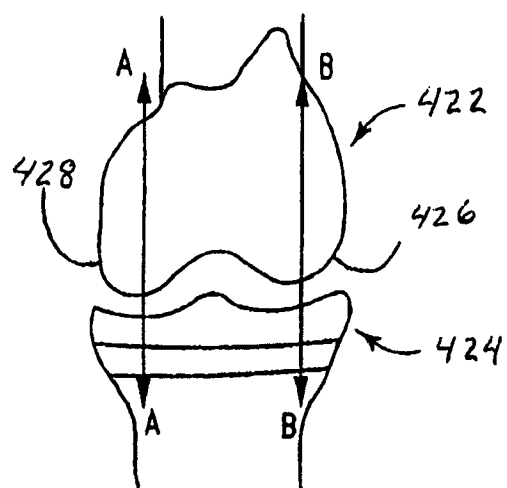


图 55

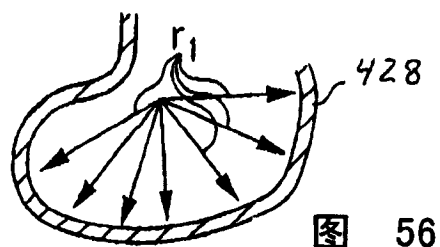


图 56

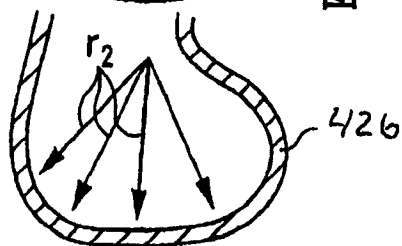


图 57

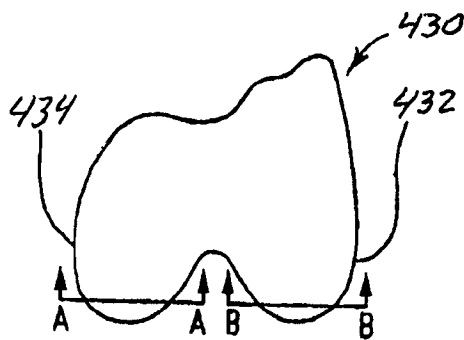


图 58

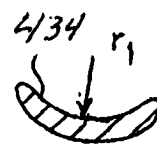


图 59

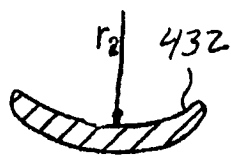


图 60

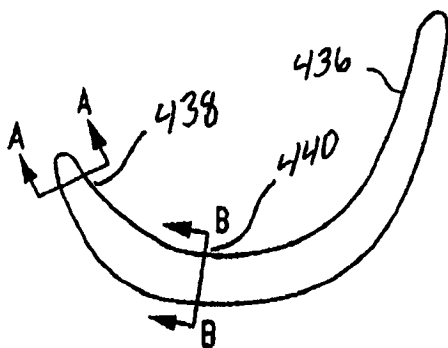


图 61

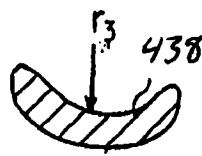


图 62

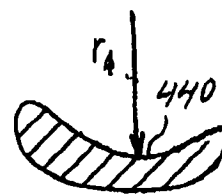


图 63

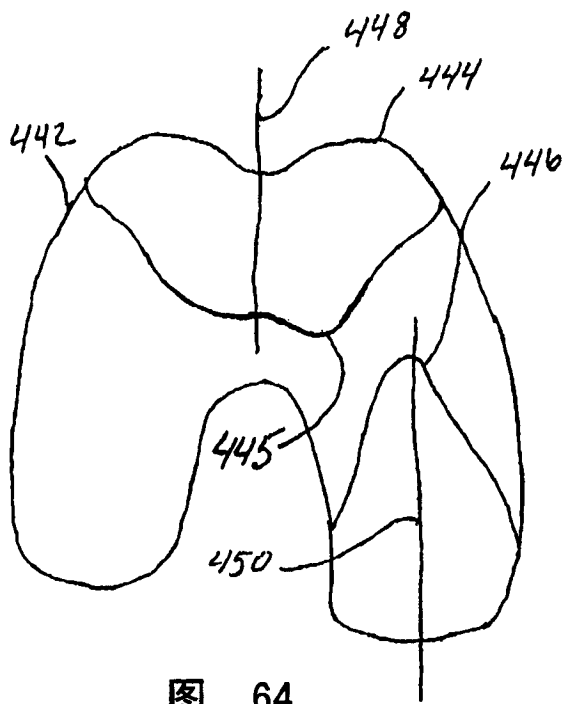


图 64

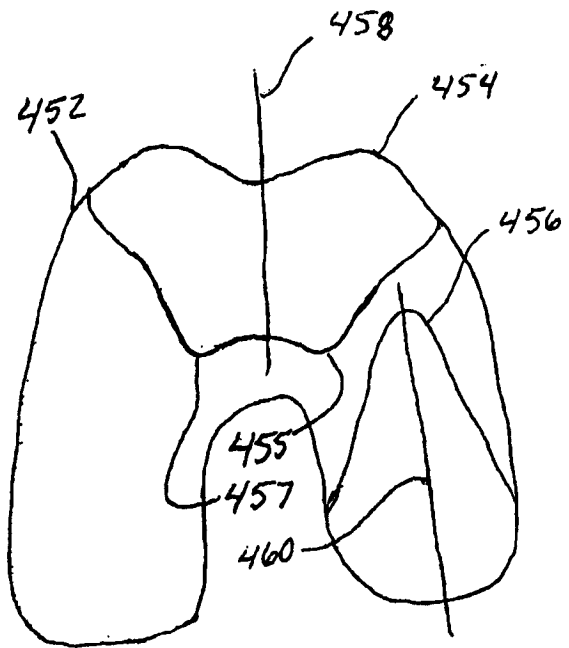


图 65

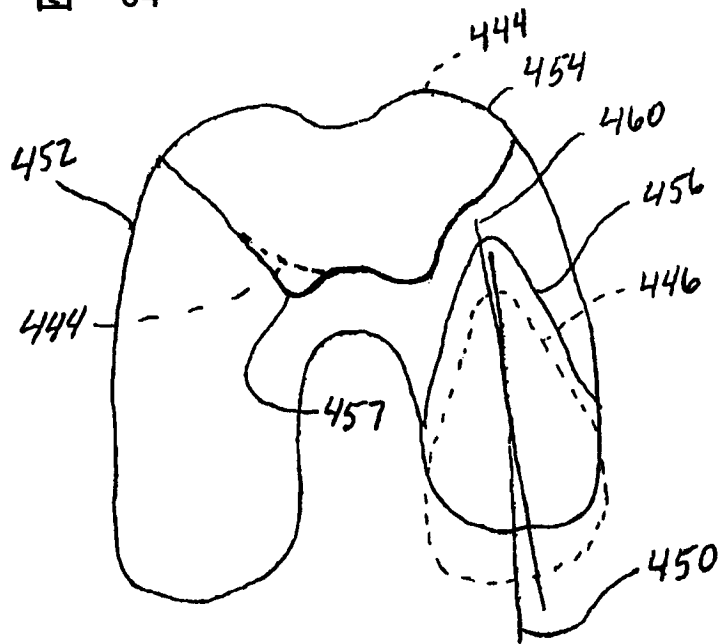


图 66

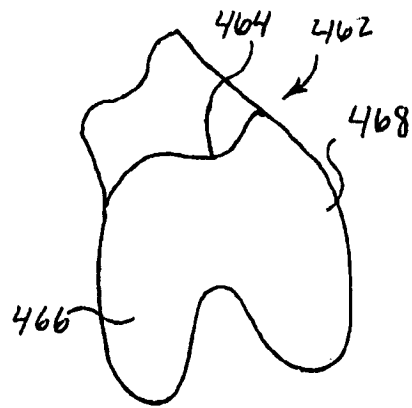


图 67

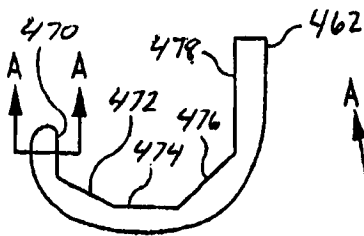


图 68

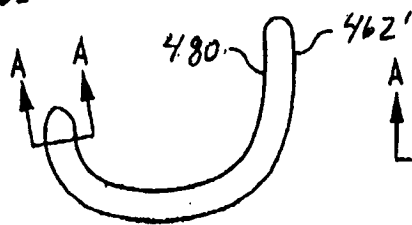


图 69

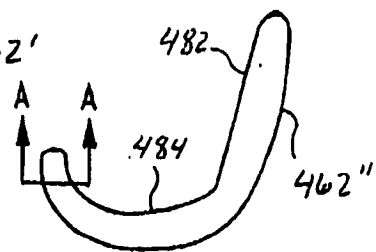


图 70

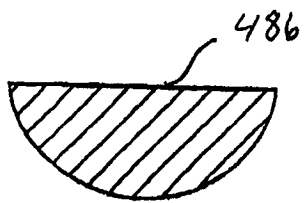


图 71A

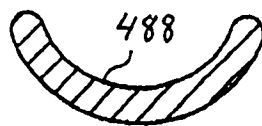


图 71B

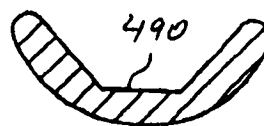


图 71C

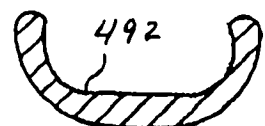


图 71D



图 71E

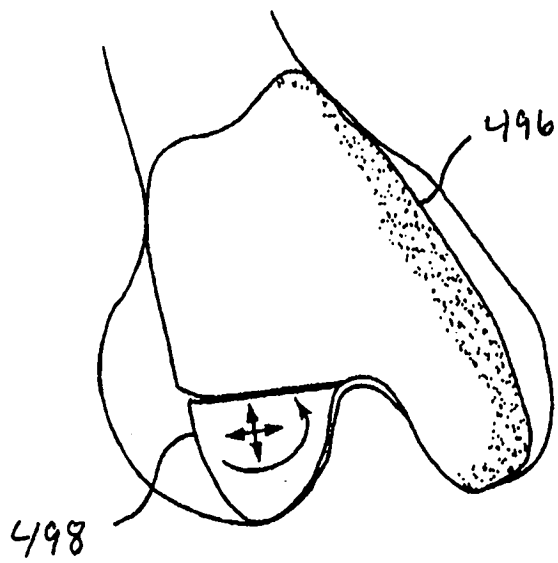


图 72

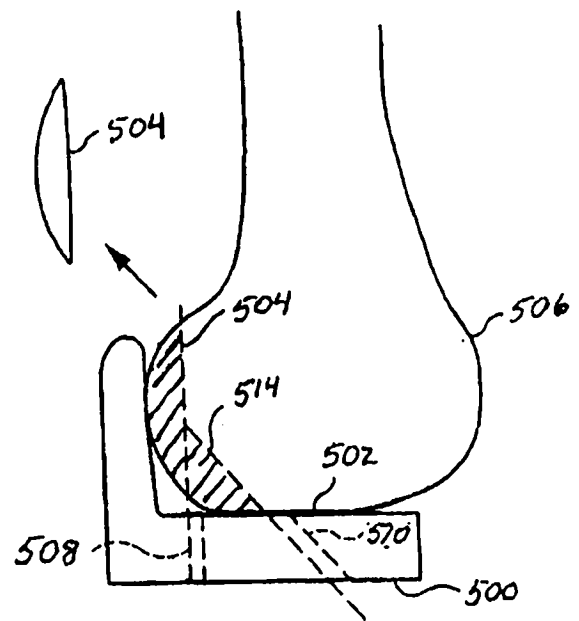


图 73

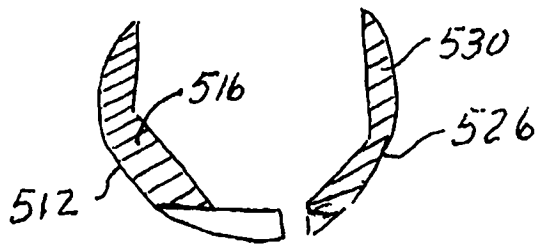


图 74

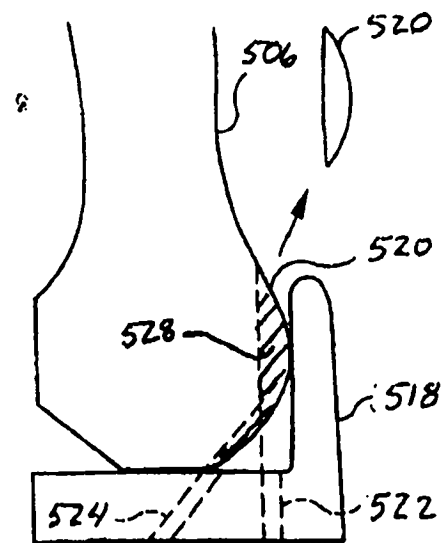


图 75

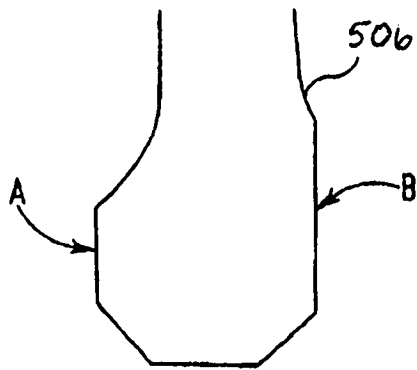


图 76

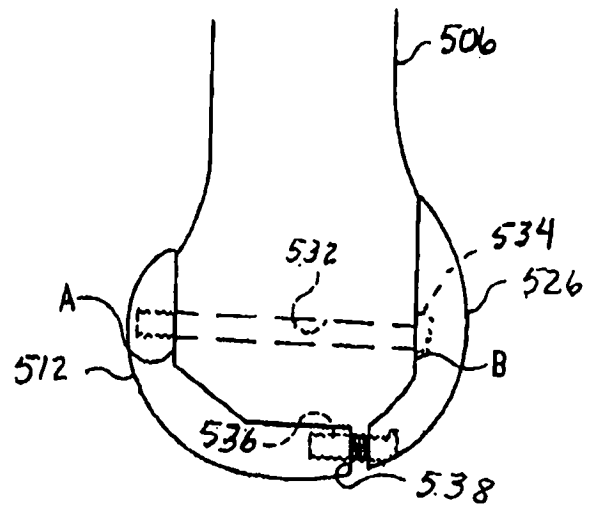


图 77

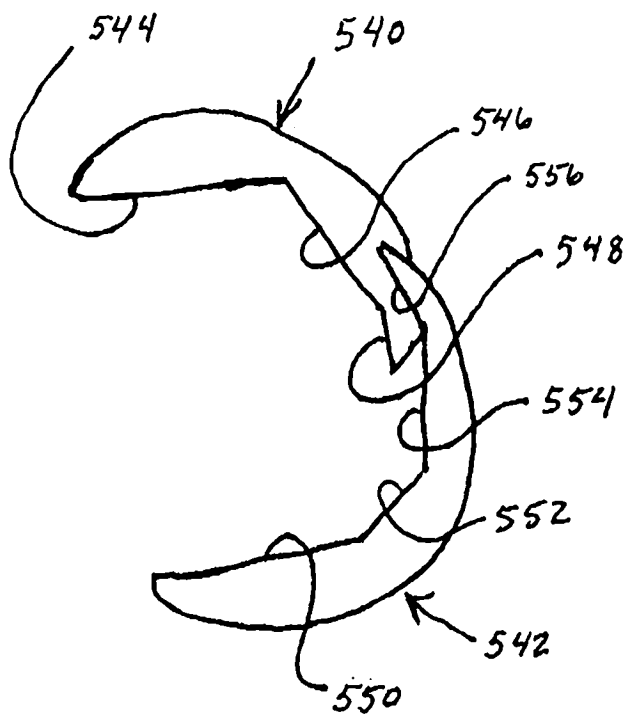


图 78

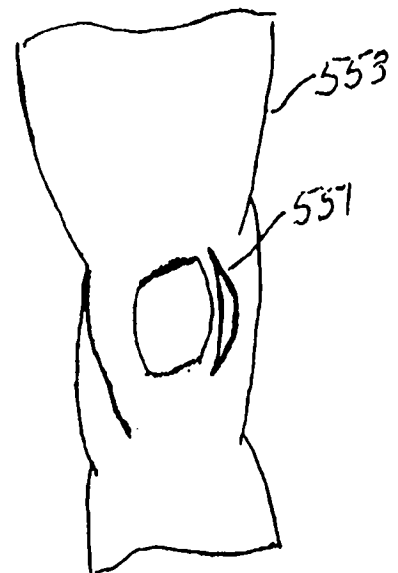


图 79A

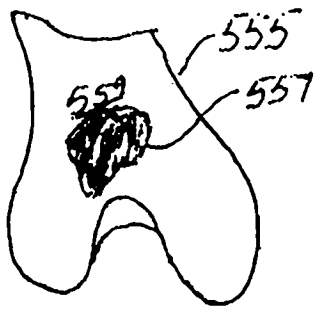


图 79B

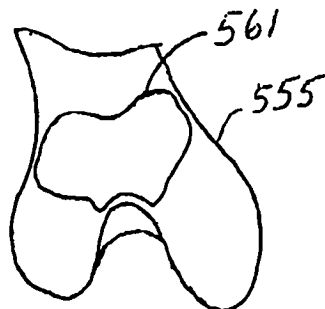


图 79C

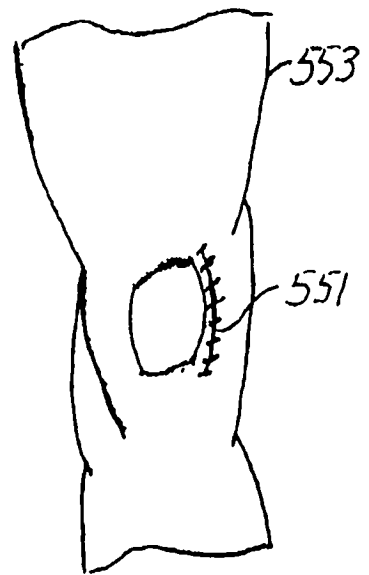


图 79D

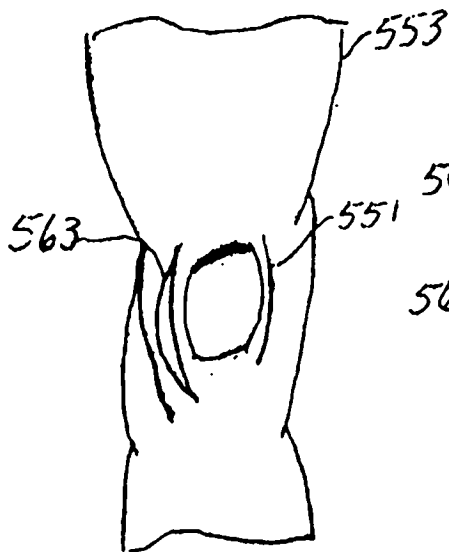


图 79E

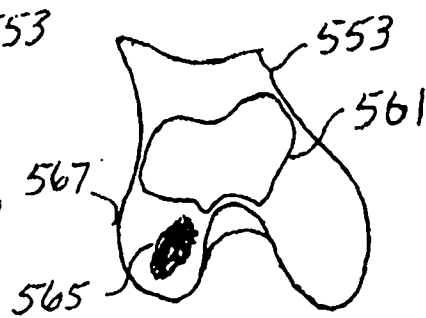


图 79F

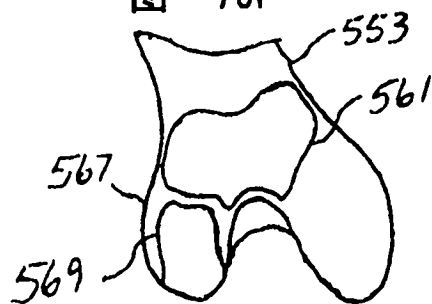


图 79G

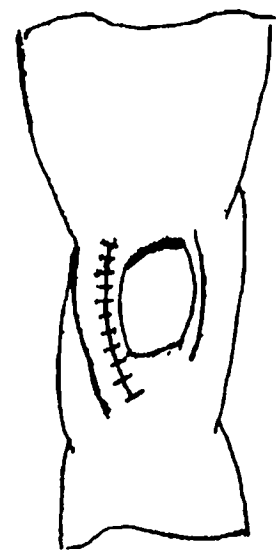


图 79H

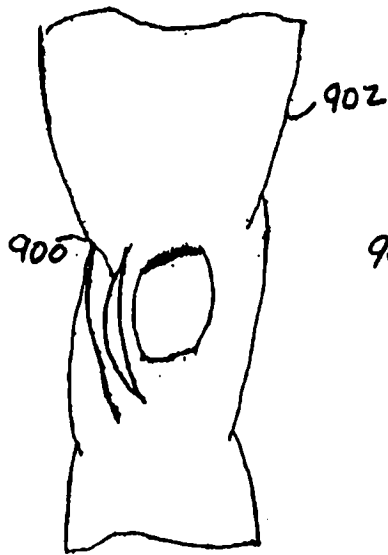


图 80A

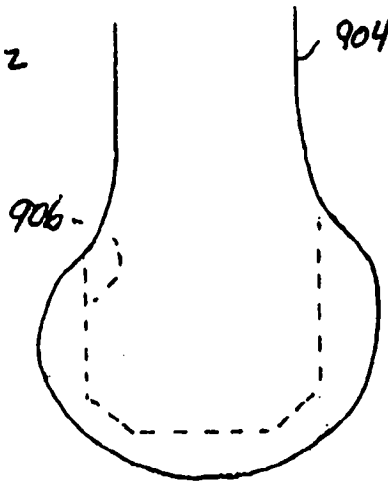


图 80B

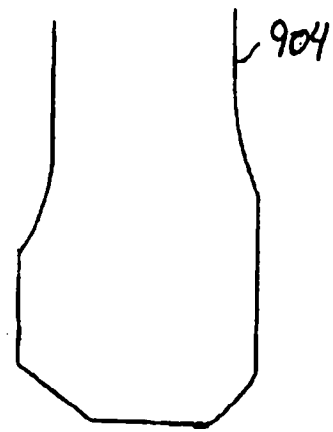


图 80C

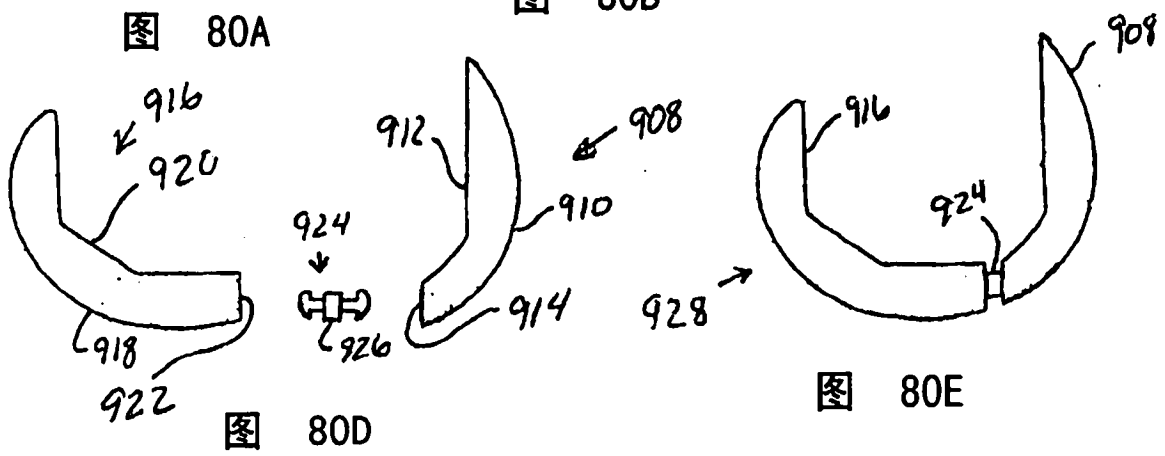


图 80D

图 80E

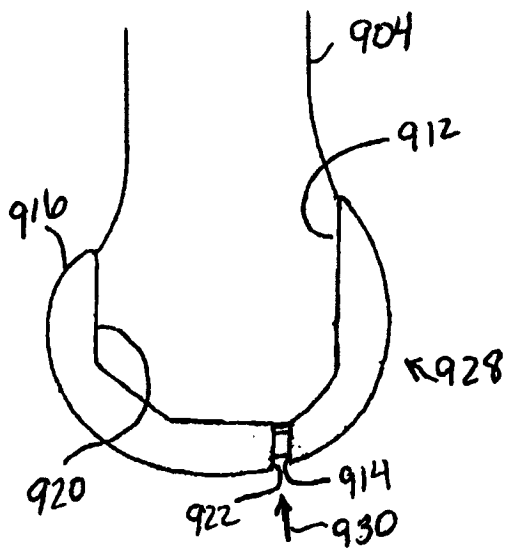


图 80F

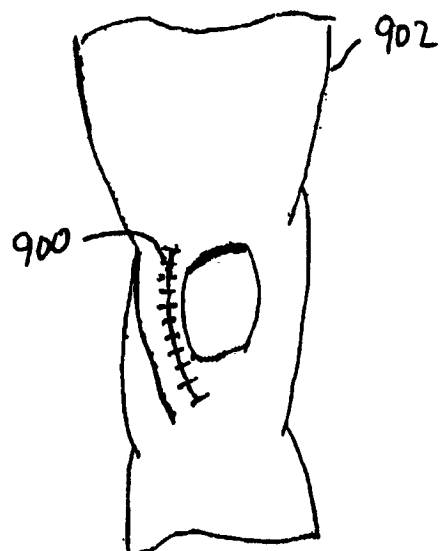


图 80G

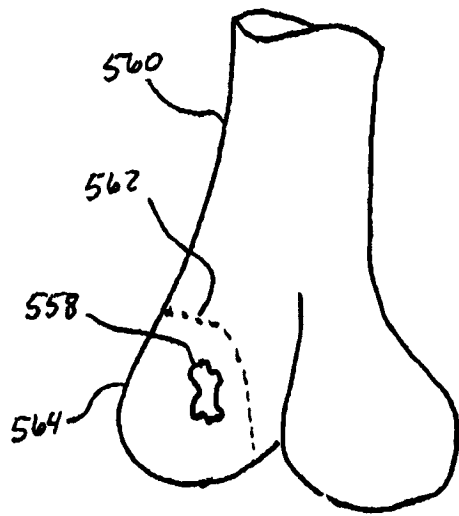


图 81

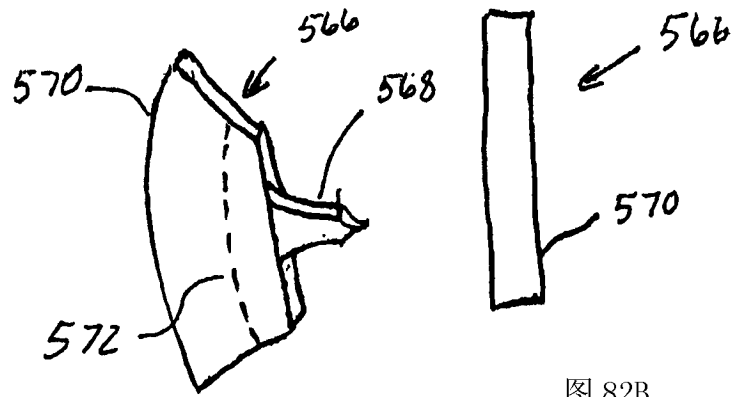


图 82B

图 82A

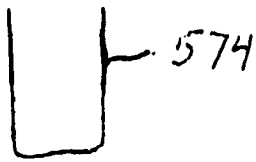


图 82C

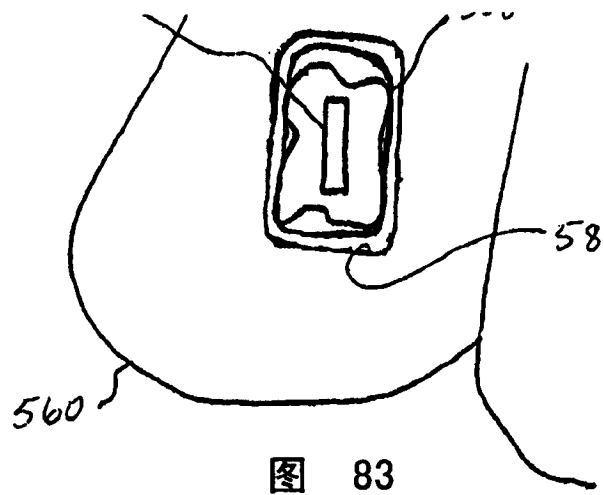


图 83

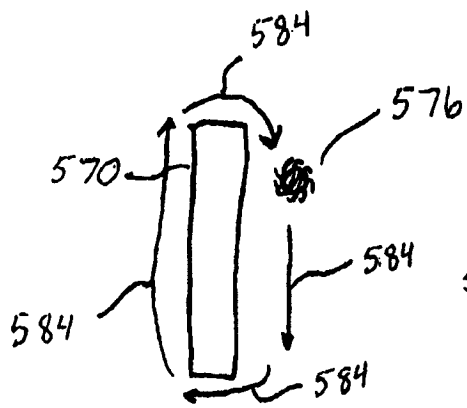


图 85

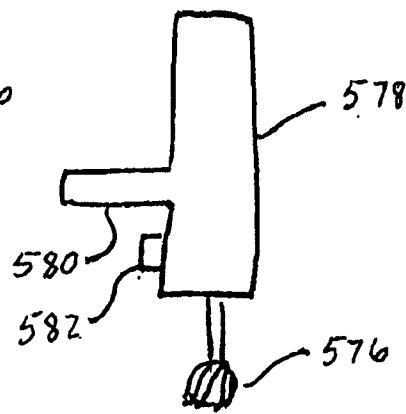


图 84

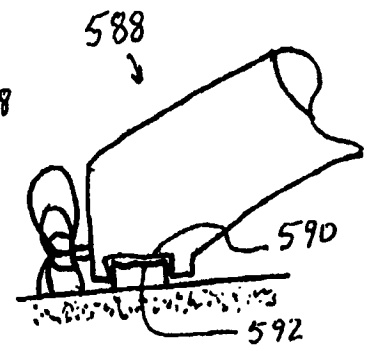


图 86

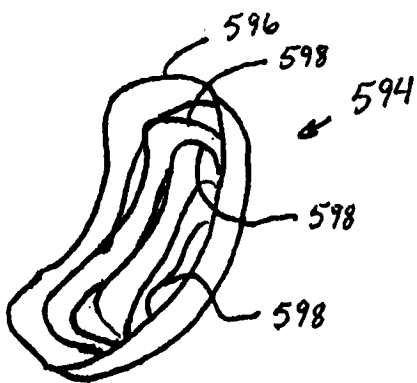


图 87

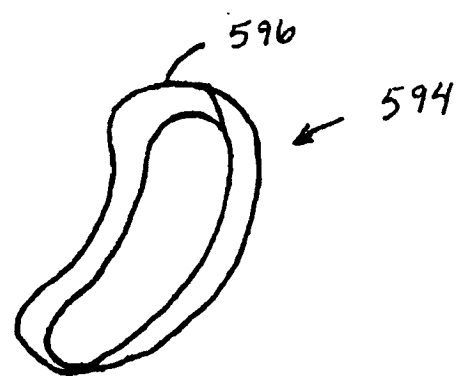


图 88

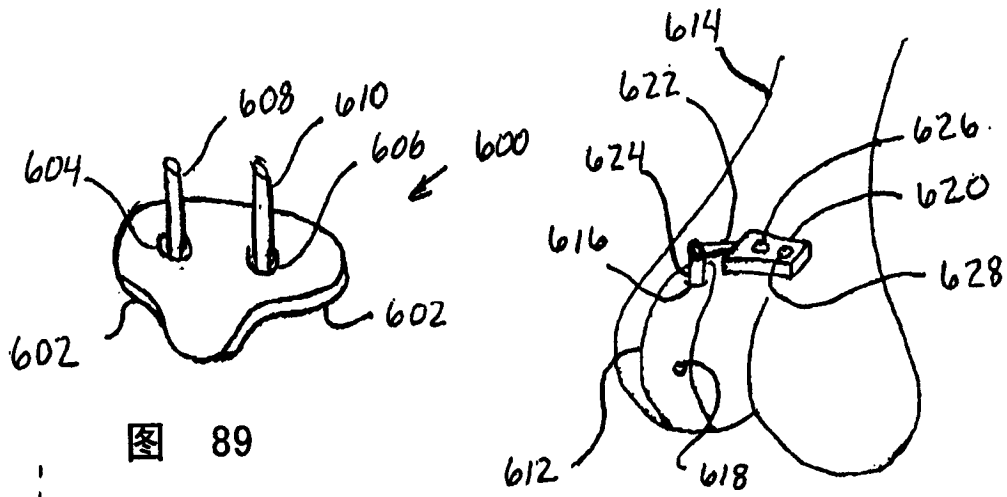


图 89

图 90

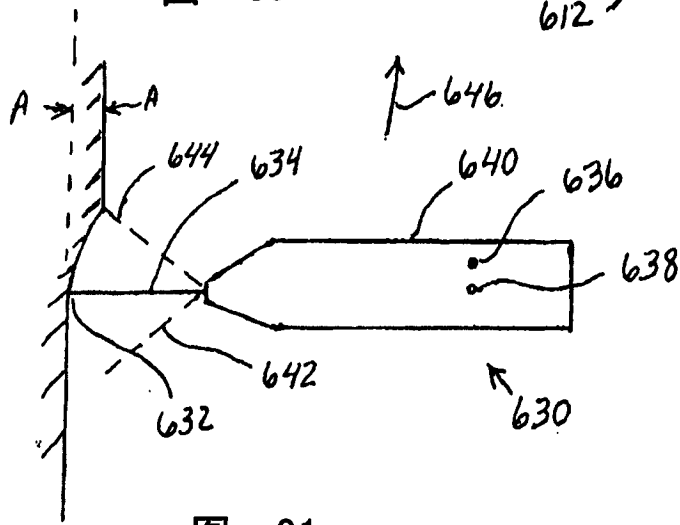


图 91

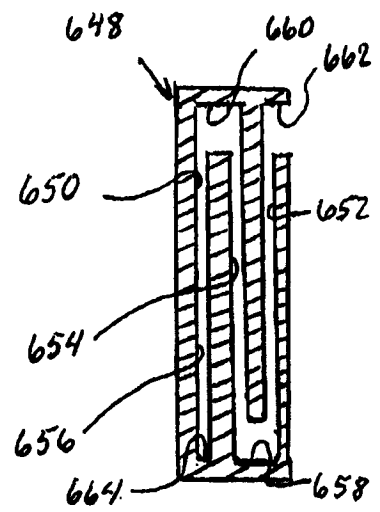


图 92

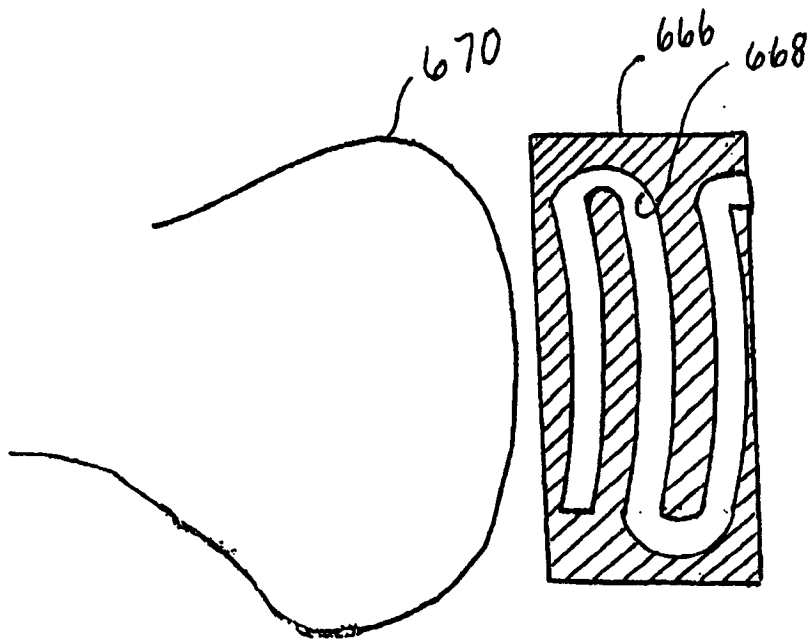


图 93

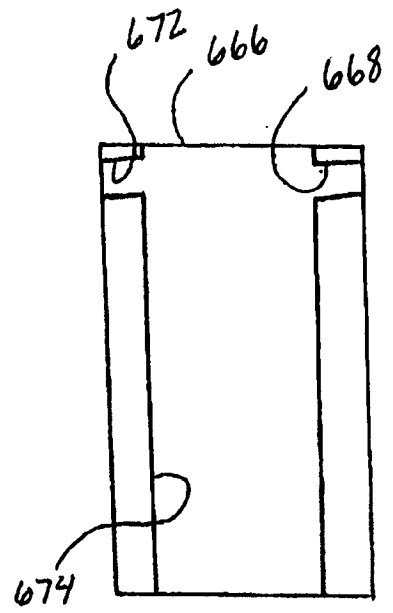


图 94

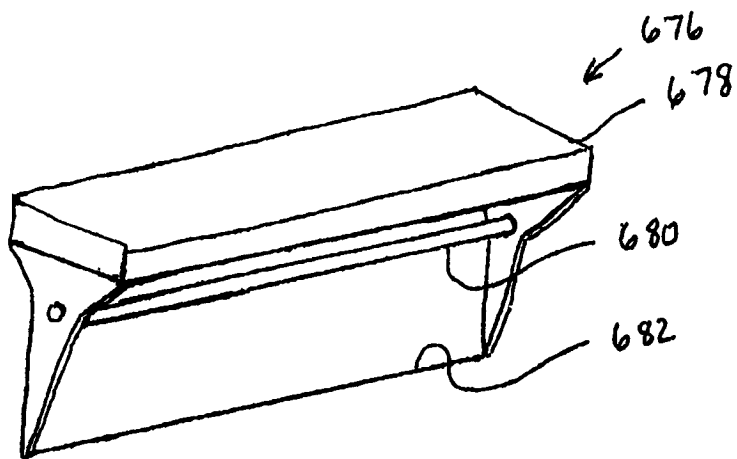


图 95

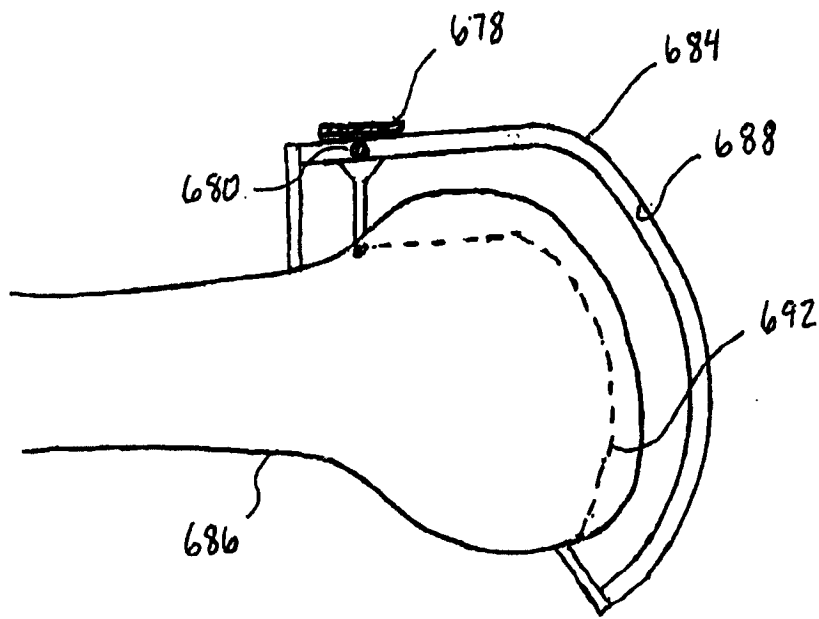


图 96



图 97

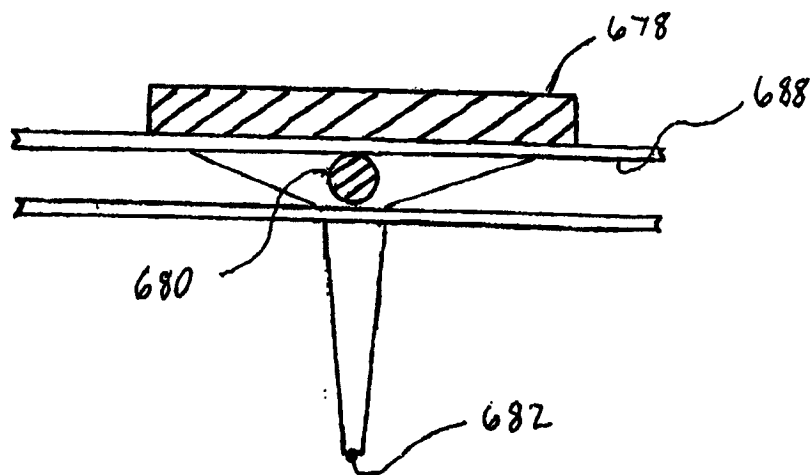


图 98

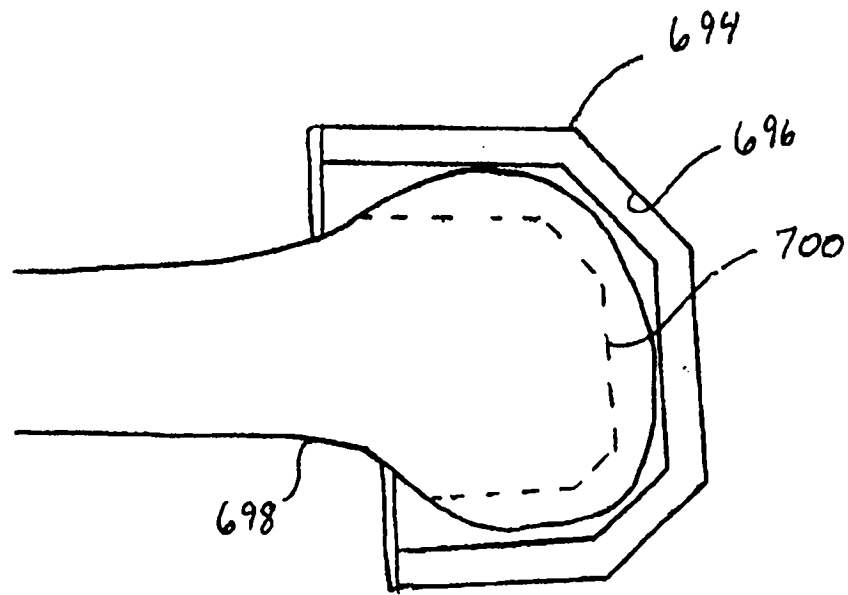


图 99